

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-137174

(43)Date of publication of application : 22.05.2001

(51)Int.Cl.

A61B 1/00

A61B 1/04

G01N 21/64

(21)Application number : 11-325209

(71)Applicant : FUJI PHOTO FILM CO LTD

(22)Date of filing : 16.11.1999

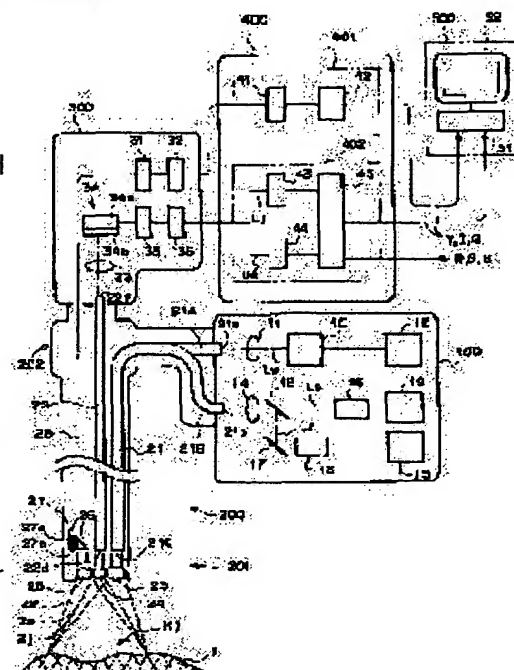
(72)Inventor : HAYASHI KATSUMI

## (54) METHOD FOR DISPLAYING FLUORESCENCE IMAGE AND EQUIPMENT

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To display more exactly tissue properties or morphology of biological body that is an information source of biological tissue using a fluorescent image displaying method and equipment of self-fluorescence generated from biological tissues by irradiation of excitation light.

**SOLUTION:** Self-fluorescence  $K_j$  generated from biological tissues 1 by irradiation of excitation light  $L_r$  irradiated from an endoscopes unit 200 and the reflected reference light reflected by the biological tissue 1 that received reference light  $L_s$  irradiated from the endoscopes unit 200 is obtained by an imaging unit 300 as the self-fluorescence image data  $D_j$  and the reference light image data  $D_s$ , and the display signal is generated by a display signal processing unit 400 based on  $D_j$  and  $D_s$  to display information on biological tissue 1 with the generated display signal on a display unit 500. In the above procedure, the display signal is generated, in which the intensity of the reflection reference light and also reference intensity of the self-fluorescence  $K_j$  are reflected.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-137174

(P2001-137174A)

(43) 公開日 平成13年5月22日 (2001.5.22)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームト* (参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D 2 G 0 4 3
1/04	3 7 0	1/04	3 7 0 4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/64		G 0 1 N 21/64	Z

審査請求 未請求 請求項の数12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平11-325209

(22) 出願日 平成11年11月16日 (1999.11.16)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72) 発明者 林 克巳

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富

士写真フイルム株式会社内

(74) 代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

Fターム(参考) 2G043 AA04 BA16 CA05 EA01 GA21

GB28 HA05 HA09 HA12 JA02

KA02 KA09 LA03

4C061 AA00 BB01 CC06 DD00 HH54

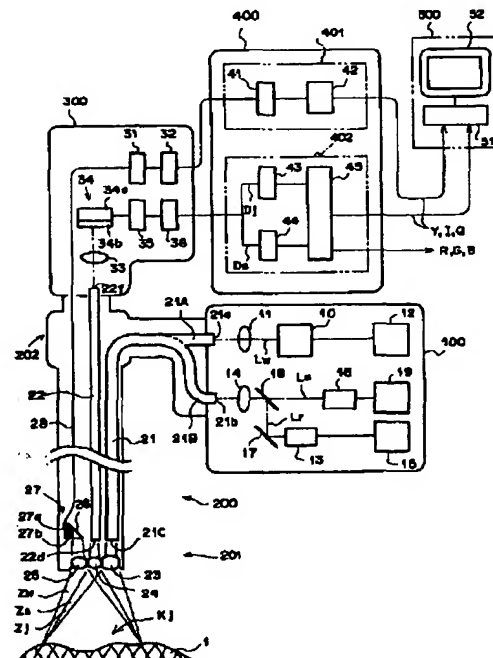
LL01 MM02 NN05 TT00 WW09

(54) 【発明の名称】 蛍光画像表示方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光の蛍光画像表示方法および装置において、生体組織に関する情報である生体の組織性状および生体の形状等をより正確に表示させるようにする。

【解決手段】 内視鏡ユニット200から照射された励起光L<sub>r</sub>を受光した生体組織1から発生した自家蛍光K<sub>j</sub>、および内視鏡ユニット200から照射された参照光L<sub>s</sub>を受光した前記生体組織1によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像データD<sub>j</sub>および参照光画像データD<sub>s</sub>として撮像ユニット300により取得し、この自家蛍光画像データD<sub>j</sub>および参照光画像データD<sub>s</sub>に基づき表示信号を表示信号処理ユニット400により生成し、該生成された表示信号によって生体組織1に関する情報を表示ユニット500に表示するにあたり、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光K<sub>j</sub>の相対強度を反映させるように前記表示信号を生成する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光、および参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出し、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成し、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する蛍光画像表示方法において、前記表示信号を、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の相対強度を反映させるように生成することを特徴とする蛍光画像表示方法。

【請求項2】 前記自家蛍光の相対強度を反映させる手法を、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うことを特徴とする請求項1記載の蛍光画像表示方法。

【請求項3】 励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光、および参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出し、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成し、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する蛍光画像表示方法において、前記表示信号を、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させるように生成することを特徴とする蛍光画像表示方法。

【請求項4】 前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法が、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した2種類の前記自家蛍光画像信号により行うことを特徴とする請求項3記載の蛍光画像表示方法。

【請求項5】 生体組織に励起光および参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の相対強度を反映させた前記表示信号を生成するものであることを特徴とする蛍光画像表示装置。

【請求項6】 前記自家蛍光の相対強度を反映させる手法が、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うものであることを特徴とする請求項5記載の蛍光画像表示装置。

【請求項7】 前記自家蛍光の相対強度が、前記自家蛍

光画像信号と前記参照光画像信号との除算により得られるものであることを特徴とする請求項5または6項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項8】 生体組織に励起光および参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させた前記表示信号を生成するものであることを特徴とする蛍光画像表示装置。

【請求項9】 前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法が、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した2種類の前記自家蛍光画像信号により行うものであることを特徴とする請求項8記載の蛍光画像表示装置。

【請求項10】 前記表示信号生成手段が、カラーマトリクス回路を備えていることを特徴とする請求項5から9いずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項11】 前記カラーマトリクス回路がRGB信号を生成するものであることを特徴とする請求項10記載の蛍光画像表示装置。

【請求項12】 前記照射手段が、面順次照射手段を備え、該面順次照射手段が前記参照光の照射手段を含むものであることを特徴とする請求項5から11いずれか1項記載の蛍光画像表示装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光を測定し、生体組織に関する情報を表す画像として表示する蛍光画像表示方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、励起光の照射により生体組織内の内在色素から発せられる自家蛍光を画像として検出し、この検出された自家蛍光による画像を分析することにより各種疾患に伴う組織性状の変化を識別する測定装置が研究されている。

【0003】当初、生体組織から発生する自家蛍光の強度変化に注目して生体の組織性状の測定を行う研究が行われたが、生体組織に照射される励起光の照射角度および距離の違い等により生体組織が受光する励起光の強度が変化し、この励起光の受光強度の違いにより生体組織から発生する自家蛍光の強度が変化するので、自家蛍光の強度情報だけでは生体組織の組織性状を識別する十分

な識別能が得られないことがわかり、生体組織の部位が受光した励起光の強度と、この励起光の受光により前記部位から発生した自家蛍光の強度との比率、すなわち励起光を照射する距離や角度によって影響を受けない値である蛍光収率を反映した値を求めることにより測定部位の組織性状を識別する方式等が提案されている。

【0004】しかし、生体組織の各部位が受光した励起光の強度を直接検出することは難しく、また励起光の照射を受けた生体組織によって反射された励起光の強度分布が生体組織が受光した励起光の強度分布を正しく反映すれば、この反射された励起光の強度分布を測定することにより生体組織が受光した励起光の強度分布を求めることができるが、自家蛍光を発生させるために照射する励起光のうち可視波長領域の短波長側の波長領域の励起光は種々生体組織に対して一様な吸収を受けないので、反射された励起光の強度分布を測定しても生体組織が受光した励起光の強度分布を正しく反映していない。そこで、蛍光収率を求める1つの方策として、種々生体組織に対して一様な吸収を受ける近赤外光を参照光として生体組織に照射し、この参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光の強度分布を検出してその値を生体組織が受光した励起光の強度分布の代わりとして用いる手法が提案されている。

【0005】さらに、生体組織によって反射された反射参照光の強度を撮像することにより得た2次元画像データをカラー表示装置の赤色チャンネルに送り、生体組織から発生した自家蛍光の強度を撮像することにより取得した画像データを緑色チャンネルに送ることにより、自家蛍光の強度と反射参照光の強度との比率（すなわち蛍光収率）を色および輝度を変化させる表示信号として処理し、生体の組織性状の変化を画像として表示する手法が特表平第10-500588号に提案されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生体組織によって反射された反射参照光の強度を撮像した画像信号をカラー表示装置の赤色チャンネルに送り、生体組織から発生した自家蛍光の強度を撮像した画像信号を緑色チャンネルに送ることにより生成される画像の表示輝度は、観察対象となる生体組織の形状・遠近・影等を反映した輝度情報と、生体の組織性状（癌組織あるいは正常組織等の性状）を反映した輝度情報との双方をミックスした複雑な情報で表される。従って、表示された信号を目視で観察し病変部のために暗くなっているのか、または遠方もしくは凹み等のために暗くなっているのかを判断することは難しく、重要な診断情報である生体の組織形状を見誤ることがある。さらに、病変部の自家蛍光の強度は低くなり、その表示輝度も低くなるので、色の変化が捉えにくくなって病変部の見落としが発生する場合がある。

【0007】また、表示装置が表示する画像のダイナミ

ックレンジは検出装置が撮像する画像のダイナミックレンジより一般的に狭く、表示装置に表示されるときに上記欠点はさらに悪い方向に強調されることになる。

【0008】本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体組織に関する情報である生体の組織性状および生体の形状をより正確に表示させることができる蛍光画像表示方法および装置を提供することを目的とするものである。

【0009】

10 【課題を解決するための手段】本発明の蛍光画像表示方法は、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光、および参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出し、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成し、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する蛍光画像表示方法において、前記表示信号を、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の相対強度を反映させるように生成したことを特徴とする。

20 【0010】前記自家蛍光の相対強度を色に反映させる手法は、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うことができる。

【0011】本発明の蛍光画像表示方法は、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光、および参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出し、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成し、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する蛍光画像表示方法において、前記表示信号を、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させるように生成したことを特徴とする。

【0012】前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法は、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した2種類の前記自家蛍光画像信号により行うことができる。

【0013】本発明の蛍光画像表示装置は、生体組織に励起光および参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の相対強度を反映させたもので

あることを特徴とする。

【0014】前記自家蛍光の相対強度を色に反映させる手法は、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うものとすることができる。

【0015】前記自家蛍光の相対強度が、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との除算により得られたものとすることができる。

【0016】本発明の蛍光画像表示装置は、生体組織に励起光および参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させたものであることを特徴とする。

【0017】前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法は、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した2種類の前記自家蛍光画像信号により行うものとすることができる。

【0018】前記表示信号生成手段は、カラーマトリクス回路を備え、さらに該カラーマトリクス回路がRGB信号を生成するものとすることができる。

【0019】前記照射手段は、面順次照射手段を備え、該面順次照射手段が前記参照光の照射手段を含むものとすることができる。

【0020】なお、前記「表示信号」とは、表示装置に入力することにより画像を再生させることができる信号を意味し、NTSC方式の信号、PAL方式の信号、SECAM方式の信号およびRGB信号等を意味する。

【0021】また、前記「自家蛍光の相対強度」とは、生体組織が受光した励起光の強度とこの励起光の受光により生体組織から発生した自家蛍光の強度との比率（すなわち蛍光収率）等、励起光を受光する位置や角度に依存しない相対的な強度を意味する。

【0022】また、前記「蛍光スペクトルの形状を表す強度」とは、必ずしもスペクトルの形状そのものを表していなくてもよく、全波長領域に亘る蛍光スペクトルの強度を特定の波長領域の蛍光スペクトルの強度で除算した値等の、特定の領域のスペクトルの形状を代表する値等を表す相対的な強度を意味する。

【0023】

【発明の効果】本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、生体組織に関する情報を表示するにあたり、主として表示信号の輝度信号に反射参照光の強度を反映させ、かつ主として表示信号の色信号に自家蛍光の相対強

度を反映させるように生成し、反射参照光の強度と自家蛍光の相対強度とが互いに干渉しないようにしたので、生体の組織性状と生体の形状とを正確に表示させることができる。

【0024】前記自家蛍光の相対強度を色に反映させる手法を、自家蛍光画像信号と参照光画像信号との加色混合により行うものとすれば、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【0025】前記自家蛍光の相対強度を、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との除算により得られたものとすれば、数値に基づいた生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【0026】本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、生体組織に関する情報を表示するにあたり、主として表示信号の輝度信号に反射参照光の強度を反映させ、かつ主として表示信号の色信号に自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させるように生成し、反射参照光の強度と、自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を表す強度とが互いに干渉しないようにしたので、生体の組織性状と生体の形状とをより正確に表示させることができる。

【0027】前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法を、自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した2種類の前記自家蛍光画像信号により行うものとすれば、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【0028】前記表示信号生成手段を、カラーマトリクス回路を備えたものとすれば、より正確な表示信号を生成することができ、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【0029】前記表示信号生成手段を、カラーマトリクス回路を備え、該カラーマトリクス回路がRGB信号を生成するものとすれば、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【0030】前記照射手段が、面順次照射手段を備え、該面順次照射手段が前記参照光の照射手段を含むものとすれば、参照光の照射手段を別途用意する必要がなく装置構成を簡素化することができる。

【0031】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。

【0032】図1は、本発明の蛍光画像表示方法を実施する蛍光画像表示装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。

【0033】本実施の形態による蛍光内視鏡装置800は、白色光Lw、参照光Lsおよび励起光Lrをそれぞれ射出する3つの光源を備えた光源ユニット100、光源ユニット100から射出された励起光Lrを照射光ファイバ21を通して生体組織1に照射し、この励起光Lrの照射により生体組織1から発生した自家蛍光Kjによる像（以後自家蛍光像Zjと呼ぶ）をイメージファイ

バ22を通して伝搬する内視鏡ユニット200、内視鏡ユニット200のイメージファイバ22を通して伝搬された自家蛍光像Zjを撮像しデジタル値に変換して2次元画像データとして出力する撮像ユニット300、撮像ユニット300から出力された2次元画像データを表示信号に変換して出力する表示信号処理ユニット400および表示信号処理ユニット400から出力された表示信号を入力し表示する表示ユニット500から構成されている。

【0034】光源ユニット100には、照射光ファイバ21から分岐された分岐光ファイバ21Aの端面21aおよび照射光ファイバ21から分岐された分岐光ファイバ21Bの端面21bが接続されており、白色光光源10から射出された白色光Lwは白色光集光レンズ11によって集光され分岐光ファイバ21Aの端面21aに入射する。またInGaN-LEDからなる410nmの波長の光を発生する励起光光源13から射出された励起光Lrは、反射ミラー17によって略直角に反射され、さらに410nmの波長の光を反射し780nmの波長の光を透過するダイクロイックミラー18によって略直角に反射され集光レンズ14に入射し集光され分岐光ファイバ21Bの端面21bに入射し、GaAs-LEDからなる780nmの波長の光を発生する参照光光源16から射出された参照光Lsはダイクロイックミラー18を透過し集光レンズ14によって集光されて分岐光ファイバ21Bの端面21bに入射する。なお、白色光光源11、励起光光源13および参照光光源16にはそれぞれの光源を駆動するための白色光電源12、励起光電源15および参照光電源19が備えられている。

【0035】内視鏡ユニット200は、屈曲自在な先端部201と、光源ユニット100および撮像ユニット300が接続された操作部202とから構成され、励起光Lr、参照光Lsおよび白色光Lwを伝搬する照射光ファイバ21と、参照光Lsの照射を受けた生体組織1によって反射された参照光による像（以後参照光像Zsと呼ぶ）および自家蛍光像Zjを伝搬するイメージファイバ22と、後述する白色光像撮像器27によって撮像され変換された電気的な画像信号を伝送するケーブル28とが先端部201から操作部202に亘ってその内部に敷設されている。

【0036】分岐光ファイバ21Aの端面21aから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出された白色光Lwの照射を受けた生体組織1に生じた像（以後白色光像Zwと呼ぶ）は、白色光像対物レンズ25を通してプリズム26に入射し、プリズム26によりその光路は略直角に向きを変えられて白色光像撮像器27上に結像され電気的な画像信号に変換されてケーブル28により操作部202に伝送される。なお、白色光像撮像器27は撮像素子27aに補色モザイクフィルタ27bが密着され形成されたものであり、補色モザイクフ

ィルタ27bは撮像素子27aの各画素に対応して、イエローYe、マゼンタMg、グリーンGおよびシアンCyの4色の微小フィルタが配置され、撮像素子27aの各画素にはこれら4色の微小フィルタを透過した光が受光される。

【0037】分岐光ファイバ21Bの端面21bから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出された励起光Lrの照射を受けた生体組織1から発生した自家蛍光像Zjは対物レンズ24によってイメージファイバ22の端面22dに結像され他端の端面22fに伝搬される。分岐光ファイバ21Bの端面21bから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出された参照光Lsの照射を受けた生体組織1に生じた参照光像Zsも、対物レンズ24によってイメージファイバ22の端面22dに結像され他端の端面22fに伝搬される。

【0038】撮像ユニット300には、ケーブル28およびイメージファイバ22の端面22fが接続され、ケーブル28によって伝送された白色光像Zwを担持する画像信号は白色光像プロセス回路部31によって雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等が施され（例えば、CDS回路、輪郭補正回路、クランプ回路、およびガンマ補正回路等による処理が施され）、さらにカラーマトリクス回路により色差信号と輝度信号に変換され出力される。そして、白色光像プロセス回路部31から出力された色差信号と輝度信号は白色光像A/D変換器32によってデジタル値に変換され色差信号データと輝度信号データとして出力される。一方、イメージファイバ22の端面22fに伝搬された参照光像Zsおよび自家蛍光像Zjは、それぞれ異なるタイミングで結像レンズ33によって撮像器34上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換され出力される。その後この画像信号はプロセス回路部35によって雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等が施されA/D変換器36によって数値化されて2次元画像データとして出力される。

【0039】なお、撮像器34は、撮像素子34a上に励起光カットフィルタ34bが密着され形成されたものであり、励起光カットフィルタ34bは430nm以下の波長の光を遮断し430nmを越える波長の光を透過させる。

【0040】表示信号処理ユニット400には、撮像された白色光像Zwに関連する処理を行う白色光像信号処理部401および撮像された自家蛍光像Zjに関連する処理を行う蛍光像信号処理部402が備えられている。白色光像信号処理部401には、白色光像A/D変換器32から出力された色差信号データおよび輝度信号データを記憶する白色光像メモリ41、白色光像メモリ41に記憶された色差信号データおよび輝度信号データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する白色光像表示信号生成器42が配設されてい



る。一方、蛍光像信号処理部402には、蛍光像A/D変換器36から出力された2次元画像データを記憶する蛍光像メモリ43および参照光像メモリ44、蛍光像メモリ43および参照光像メモリ44から2次元画像データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する後述するカラーマトリクス回路を内部に備えた蛍光像表示信号生成器45が配設されている。

【0041】表示ユニット500には、表示信号処理ユニット400の白色光像表示信号生成器42および蛍光像表示信号生成器45から出力された表示信号を入力し、それぞれの信号を重ね合わせて1つの表示信号に統合し出力するスーパーインポーズ51およびスーパーインポーズ51によって出力された表示信号を入力し表示する表示器52が備えられている。

【0042】次に、上記実施の形態における作用について説明する。まず、白色光像Zwを表す表示信号の生成について説明する。

【0043】白色光光源10から射出された白色光Lwは内視鏡ユニット200を經由して生体組織1に照射される。白色光Lwの照射を受けた生体組織1に生じた白色光像Zwは白色光像対物レンズ25およびプリズム26を介して白色光像撮像器27によって撮像され電気的な画像信号に変換されてケーブル28によって撮像ユニット300に伝送される。

【0044】その後この画像信号は、白色光像プロセス回路部31および白色光像A/D変換器32を經由して白色光像信号処理部401の白色光像メモリ41に色差信号データおよび輝度信号データとして記憶される。より具体的には、白色光像撮像器27の補色フィルタ27bの4色のフィルタ、イエローYe、マゼンタMg、グリーンGおよびシアンCyをそれぞれ通過し撮像された光の強度情報が、白色光像プロセス回路部31のカラーマトリクス回路により色差信号および輝度信号に変換され、さらに白色光像A/D変換器32によってデジタル値に変換されて色差信号データおよび輝度信号データとして白色光像メモリ41に記憶される。そして、白色光像メモリ41に記憶された色差信号データおよび輝度信号データは、白色光像表示信号生成器42に入力され表示装置が表示可能なNTSC方式のY、QおよびI信号に変換されて表示ユニット500に出力される。

【0045】つづいて、生体組織に関する情報を表す表示信号の生成について説明する。励起光光源13から射出された励起光Lrは内視鏡ユニット200を經由して生体組織1に照射され、励起光Lrの照射を受けた生体組織1から発生した自家蛍光像Zjは対物レンズ24、イメージファイバ22および結像レンズ33を通して撮像器34によって撮像され電気的な画像信号に変換される。その後、この画像信号はプロセス回路部35およびA/D変換器36を經由して蛍光像信号処理部401の蛍光像メモリ43に自家蛍光画像データDjとして記憶

される。一方、参照光光源13から射出された参照光Lsは内視鏡ユニット200を經由して生体組織1に照射され、参照光Lsの照射を受けた生体組織1に生じた参照光像Zsは対物レンズ24、イメージファイバ22および結像レンズ33を通して撮像器34によって撮像され電気的な画像信号に変換される。その後、この画像信号はプロセス回路部35およびA/D変換器36を經由して蛍光像信号処理部401の参照光像メモリ44に参照光画像データDsとして記憶される。

【0046】蛍光像メモリ43および参照光像メモリ44にそれぞれ記憶された自家蛍光画像データDjおよび参照光画像データDsは、蛍光像表示信号生成器45に入力され生体組織に関する情報を表す蛍光画像としてNTSC方式の表示信号に変換され表示ユニット500に出力される。

【0047】白色光像表示信号生成器42によって生成されたNTSC方式の表示信号と、蛍光像表示信号生成器45によって生成されたNTSC方式の表示信号とは表示ユニット500のスーパーインポーズ51に入力され1画面を表す信号となるように合成され表示器52によって表示される。

【0048】ここで、上記蛍光像表示信号生成器45によって施される処理について詳細を説明する。この蛍光像表示信号生成器45によって施される処理は、主として輝度が反射参照光の強度を反映し、かつ主として色が前記自家蛍光の相対強度を反映するように表示信号を生成するものである。

【0049】NTSC方式の信号は、3原色信号である赤色R、緑色Gおよび青色Bの3種類の信号から誘導され、主に輝度を表す輝度信号Yと主に色を表す色差信号(R-Y)および(B-Y)とから生成されており、実際に信号が伝送されるときには、色差信号(R-Y)および(B-Y)からさらに誘導されるI信号およびQ信号が用いられ、4MHzの周波数帯域幅に輝度信号Yが、1.5MHzの周波数帯域幅にI信号が、0.5MHzの周波数帯域幅にQ信号がそれぞれ割り当てられ伝送されるように定められている。

【0050】従って、蛍光像表示信号生成器45は、NTSC信号を生成するときに自家蛍光画像データDjおよび参照光像画像データDsを入力して、輝度信号Y、色差信号(R-Y)（以後R-yとして記述する）および色差信号(B-Y)（以後B-yとして記述する）を生成することになる。すなわち、ある1画面を表すために必要な2次元画像データである輝度画像データY(x, y)、色差画像データR-y(x, y)および色差画像データB-y(x, y)が蛍光像表示信号生成器45に備えられたカラーマトリクス回路により下記式(1)に従って求められる。

【0051】

【数1】

11

$$\begin{bmatrix} Y(x,y) \\ R-y(x,y) \\ B-y(x,y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & a2 \\ b1 & b2 \\ c1 & c2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Dj(x,y) \\ Ds(x,y) \end{bmatrix} \quad \text{..... 式(1)}$$

12

ここで、輝度画像データ $Y(x, y)$ は参照光画像データ $Ds(x, y)$ のみを反映し、自家蛍光画像データ $Dj(x, y)$ の成分を含まない2次元画像データとなり、 $Y(x, y) = a2 \times Ds(x, y)$ として表される。

【0052】また、2つの色差画像データ $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ は、

$R-y(x, y) = b1 \times Dj(x, y) + b2 \times Ds(x, y)$

$B-y(x, y) = c1 \times Dj(x, y) + c2 \times Ds(x, y)$

として表され、これらの色差信号は参照光画像データ $Ds$ と自家蛍光画像データ $Dj$ との相対比率すなわち生体組織の組織性状を反映する蛍光収率を表す信号となる。従って、輝度の変化が主に形状を表し、色の変化が主に生体の組織性状を表す表示信号が生成される。

【0053】なお、図2に示すように、この色差画像データ $R-y(x, y)$ は $B-y(x, y) = 0$ のときには色度軸 $X-Y$ を備えた座表上において直線 $M$ で表される領域の色の变化に対応し、色差画像データ $B-y(x, y)$ は $R-y(x, y) = 0$ のときに色度図の $X-Y$ 座表上において直線 $N$ で表される領域の色の变化に対応し、さらに色差画像データ $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ が共に0でない場合には、直線 $M$ および直線 $N$ に挟まれる領域の色の变化に対応するように、RGB信号と、 $Y$ 、 $(R-Y)$ 、 $(B-Y)$ 信号と、 $Y$ 、 $I$ 、 $Q$ 信号との関係がNTSC方式として定められているので、式(1)の係数 $a2$ 、 $b1$ 、 $b2$ 、 $c1$ 、 $c2$ の値を適当に選ぶことにより自家蛍光画像データ $Dj$ と参照光画像データ $Ds$ との比率を任意の色に対応させて表示させることができる。すなわち、この色の变化は参照光画像データ $Ds(x, y)$ と自家蛍光画像データ $Dj(x, y)$ に基づく加色混合により表される。

【0054】例えば、胃や腸のように管状で、かつ病変組織を含まない図3に示すような生体器官2に内視鏡ユニット200の先端部201を挿入し蛍光画像の測定を行う場合には、先端部201に近い部位Aが受光する参照光 $Ls$ の強度は高く、先端部201から遠い部位Bが受光する参照光の強度は低くなる。従ってこのとき撮像器35によって撮像された参照光像 $Zs$ を表す画像の強度分布は、図4に示すように中心部の領域 $O$ を中心に回転対称となり周辺部から中心部に向かってその強度が徐々に低くなり、参照光像 $Zs$ を表す画像の $U-U'$ 断面の強度分布も図5に示すように周辺部から中心部に向かってその強度が徐々に低くなる。

【0055】また、上記参照光 $Ls$ の代わりに励起光 $Lr$ が照射された場合も、生体器官2が受光する励起光 $L$

$r$ の受光強度の分布は前記参照光 $Ls$ の照射により生体器官2が受光する参照光 $Ls$ の受光強度の分布と同様な分布となるので、撮像器35によって撮像される自家蛍光像 $Zj$ を表す画像の強度分布は、中心部の領域 $O$ を中心に回転対称となり周辺部から中心部に向かってその強度が減少する。

【0056】このように生体器官2に病変組織が存在しない場合には、参照光 $Ls$ が照射されたときに撮像される参照光像 $Zs$ の強度分布と励起光 $Lr$ が照射されたときに撮像される自家蛍光像 $Zj$ の強度分布とはほぼ等しい形状を示す。

【0057】ここで、さらに図6に示すように生体器官2の部位P1およびP2に病変組織が存在し、部位P3に凹部が存在したときに蛍光画像の測定を行う場合には、内視鏡の先端部201から参照光 $Ls$ が照射されると、参照光 $Ls$ は病変組織および正常組織において反射特性および吸収特性がほとんど変化しないので、参照光像 $Zs$ を表す強度分布は、図7に示すように部位P1およびP2においては変化はないが、部位P3においては凹部の受光した参照光 $Ls$ の強度が低くなったためにこの部位から反射される反射参照光の強度も低くなり、図8に示すように参照光像 $Zs$ を表す画像の $U-U'$ 断面の部位P3の強度も低下する。一方、内視鏡の先端部201から励起光 $Lr$ が照射されると、病変組織の部位P1およびP2から発せられる自家蛍光の強度は他の部位の正常組織より低くなるので、自家蛍光像 $Zj$ を表す画像の $U-U'$ 断面の強度分布は、図9に示すように部位P1およびP2において低下し、部位P3においては凹部の受光した励起光 $Lr$ の強度が低いためにこの部位から発生する自家蛍光の強度も低くなり、自家蛍光像 $Zj$ を表す画像の $U-U'$ 断面の部位P1、P2およびP3の強度は低下する。従って、図8および図9から明らかなように輝度の変化が主に形状を表し、色の変化が主に生体の組織性状を表す表示信号が生成される。

【0058】そして、自家蛍光像 $Zj$ を撮像して得られた自家蛍光画像データ $Dj$ は蛍光像メモリ43に記憶され、参照光像 $Zs$ を撮像して得られた参照光画像データ $Ds$ は参照光像メモリ44に記憶される。

【0.0.5.9】次に、蛍光像メモリ43に記憶された自家蛍光画像データ $Dj$ および参照光像メモリ44に記憶された参照光画像データ $Ds$ は、蛍光像表示信号生成器45に入力されNTSC方式の $Y$ 、 $Q$ および $I$ 信号に変換される。

【0060】すなわち、図10に示すように蛍光像表示信号生成器45に入力された自家蛍光画像データ $Dj$ および参照光画像データ $Ds$ は、カラーマトリクス回路45aに入力される。カラーマトリクス回路45aに入力



された上記2つの画像データは、式(1)に従って変換され輝度画像データ $Y(x, y)$ 、色差画像データ $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ として出力される。そして、これらの輝度画像データ $Y(x, y)$ 、色差画像データ $R-y(x, y)$ および色差画像データ $B-y(x, y)$ は、D/A変換器45b1、45b2および45b3によってそれぞれアナログ信号に変換され、さらにNTSCエンコーダ45cによってY、I、Q信号に変換されて出力される。

【0061】表示信号処理ユニットから出力されたNTSC信号は、表示ユニット500に入力され表示される。

【0062】上記のことにより、従来特に識別が難しかった、受光強度の低い部位における正常組織の凹部と病変組織との識別を色の識別として容易に行うことができ、さらに、図11(a)、(b)に示すように、撮像素子のダイナミックレンジ $R_s$ に比べて表示器のダイナミックレンジ $R_h$ が狭いことにより、本来異なる輝度で表示されるべき部位、例えば部位P2およびQ(図11(a)参照)が表示されたときに同等の輝度で表示されてしまうことによる(図11(b)参照)病変組織の見落としの発生を防止することができる。また、重要な診断情報である組織形状を正確に表示することができる。

【0063】なお、上記測定は図12に示すようなタイミングチャートに従って各光の照射と各撮像素子による露光および読み出しが行われ、励起光 $L_r$ 、参照光 $L_s$ 、白色光 $L_w$ は、1/30秒毎に取得される画像の2コマ分の間に(1/15秒の間に)互いに干渉しないタイミングで照射されるので、他の光の照射によって測定が妨げられることはない。また、励起光 $L_r$ および参照光 $L_s$ は1/15秒毎に照射され、自家蛍光像 $Z_j$ および参照光像 $Z_s$ も1/15秒毎に取得されるので表示器52に表示される蛍光画像も1/15秒毎に更新される動画として表示される。

【0064】また図10に示すように蛍光像表示信号生成器45のカラーマトリクス回路45aに入力した自家蛍光画像データ $D_j$ および参照光画像データ $D_s$ をいったん輝度信号 $Y$ 、色差信号 $(R-Y)$ および色差信号 $(R-B)$ に変換した後、RGBエンコーダ45dにそれぞれの値を入力しNTSC方式に定められた下記式

$$Y = +0.59G + 0.30R + 0.11B$$

$$R - Y = -0.59G + 0.30R - 0.11B$$

$$B - Y = -0.59G - 0.30R + 0.11B$$

$$G - Y = +0.59G - 0.30R - 0.11B$$

に従って3原色信号であるR、G、B信号に変換し出力することもできる。

【0065】なお、この場合、表示ユニットとしてはR、G、B信号を直接入力し画像として表示することができる表示システムを選択する必要がある。

【0066】上記のように、本発明によれば、生体の組

織性状と生体の形状とをより正確に表示させることができる。

【0067】また上記実施の形態では表示信号としてNTSC方式を用いたが、PAL方式あるいはSECAM方式等を用いても輝度信号および色差信号に対して上記と同様の対応付けを行うことにより同様の効果を得ることができる。

【0068】次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。本発明の第2の実施の形態は、第1の実施の形態の蛍光像表示信号生成器45の代わりに図13に示す蛍光像表示信号生成器60を用いたものである。

【0069】蛍光像表示信号生成器60は、除算器61、除算メモリ62、参照光像メモリ63、ルックアップテーブル64、D/A変換器65およびNTSCエンコーダ66から構成されており、蛍光像表示信号生成器60の除算器61に入力された自家蛍光画像データ $D_j(x, y)$ および参照光画像データ $D_s(x, y)$ は対応するそれぞれの画素位置毎に、

$Sub(x, y) = D_j(x, y) / D_s(x, y)$ の除算が行われ、除算された値 $Sub(x, y)$ は除算メモリ62に記憶され、除算値 $Sub(x, y)$ に対応する色差信号の値 $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ がルックアップテーブル64から選択され出力される。この除算値 $Sub(x, y)$ は蛍光収率を反映する値を表し、蛍光収率の大小により表示色が適宜選択されることになる。一方、参照光画像データ $D_s(x, y)$ を入力した参照光像メモリ63は、その値を輝度信号の値 $Y(x, y)$ として出力する。

【0070】そして $Y(x, y)$ 、 $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ の値は、それぞれD/A変換器65a、D/A変換器65bおよびD/A変換器65cによってアナログ信号に変換されNTSCエンコーダ66に入力されNTSC方式のY、IおよびQ信号に変換されて蛍光像表示信号生成器60から出力される。その他の構成および作用は第1の実施の形態と同様である。

【0071】次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。本発明の第3の実施の形態は、第1の実施の形態の撮像器34の代わりにCCD撮像素子79aとこの撮像素子に密着させ形成した図14に示すようなオンチップフィルタ79bを備えた撮像器79を用い、第1の実施の形態の蛍光像信号処理部402の代わりに図16に示すような蛍光像信号処理部403を用いたものである。

【0072】なお、このオンチップフィルタ79bは図15(a)に示すように430nmから530nmに亘る波長領域の光を透過させる微小フィルタ $\lambda_2$ と430nm以上の波長領域の光を透過させる微小フィルタ $\lambda_1$ を規則正しく配置したものである。

【0073】波長780nmの参照光 $L_s$ の照射により生体組織に生じた参照光像 $Z_s$ は撮像器79上に結像さ

れオンチップフィルタ79bの微小フィルタλ2が配置されている領域は透過せず、微小フィルタλ1が配置されている領域を透過しCCD撮像素子79aによって撮像され電気的な画像信号に変換される。この画像信号はプロセス処理部35およびA/D変換器36を経由して蛍光像信号処理部403の画素区画変換器71に入力され、図17に示すように微小フィルタλ1および微小フィルタλ2をそれぞれ2個ずつ含む区画(n, m)毎に、2つの微小フィルタλ1を透過した参照光の強度の和が参照光画像データDs(n, m)の値としてとして求められ出力される。画素区画変換器71から出力された参照光画像データDs(n, m)は参照光像メモリ72aに記憶される。

【0074】つづいて、励起光Lrの照射により生体組織から発生した自家蛍光像Zjも撮像器79上に結像されオンチップフィルタ79bの微小フィルタλ1および微小フィルタλ2が配置されている領域を透過しCCD撮像素子79aによって撮像され電気的な画像信号に変換される。この画像信号はプロセス処理部35およびA/D変換器36を経由して蛍光像信号処理部403の画素区画変換器71に入力され、上記と同様に図17に示\*

$$\begin{bmatrix} Y(x, y) \\ R-y(x, y) \\ B-y(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & a3 \\ b1 & b2 & b3 \\ c1 & c2 & c3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Dj1(x, y) \\ Dj2(x, y) \\ Ds(x, y) \end{bmatrix} \quad \text{----- 式(2)}$$

すなわち、 $Y(n, m) = a3 \times Ds(n, m)$   
 $R-y(n, m) = b1 \times Dj1(n, m) + b2 \times Dj2(n, m) + b3 \times Ds(n, m)$   
 $B-y(n, m) = c1 \times Dj1(n, m) + c2 \times Dj2(n, m) + c3 \times Ds(n, m)$   
 の演算が施される。

【0078】ここで、上記係数b1, b2, b3, c1, c2, c3を適当に選ぶことにより正常組織と病変組織との色の変化を任意に定めることができる。

【0079】そして、輝度信号データY(n, m)、色差信号データR-y(n, m)および色差信号データB-y(n, m)の値はさらにD/A変換器74a, 74bおよび74cによりそれぞれアナログ信号に変換され輝度信号Y、色差信号(R-Y)および色差信号(B-Y)として出力され、NTSCエンコーダ75によってさらにY, IおよびQ信号に変換されて出力される。

【0080】なお、上記演算は数値化された値を演算する以外に参照光像メモリ72a、蛍光像メモリ72bおよび蛍光像メモリ72cの値をD/A変換器でD/A変換し、アナログ信号にしてからカラーマトリクス回路に入力し演算させることもできる。その場合、図17に示したD/A変換器74a, 74b, 74cは省略される。

【0081】また、上記第3の実施の形態における測定は、図18に示すような各光の照射と各撮像素子による

\*すように微小フィルタλ1および微小フィルタλ2をそれぞれ2個ずつ含む区画(n, m)毎に、2つの微小フィルタλ1を透過した自家蛍光の強度の和が第1の自家蛍光画像データDj1(n, m)の値として求められ、2つの微小フィルタλ2を透過した自家蛍光の強度の和が第2の自家蛍光画像データDj2(n, m)の値として求められて出力される。

【0075】画素区画変換器71から出力された第1の自家蛍光画像データDj1(n, m)および第2の自家蛍光画像データDj2(n, m)はそれぞれ蛍光像メモリ72bおよび72cに記憶される。

【0076】そして、参照光像メモリ72a、蛍光像メモリ72bおよび蛍光像メモリ72cにそれぞれ記憶された参照光画像データDs(n, m)、第1の自家蛍光画像データDj1(n, m)および第2の自家蛍光画像データDj2(n, m)は、カラーマトリクス回路73に入力される。カラーマトリクス回路74においては下記式(2)で表される演算が施される。

【0077】

【数2】

露光および読み出しとがタイミングチャートに従って行われ、励起光Lr、参照光Ls、白色光Lwは、1/30秒毎に取得される画像の2コマ分の間に(1/15秒の間に)それぞれ互いに干渉しないタイミングで照射されるので、他の光の照射により測定が妨げられることはない。また、励起光Lrおよび参照光Lsは1/15秒毎に照射され、自家蛍光像Zjおよび参照光像Zsも1/15秒毎に取得されるので、表示される蛍光画像は1/15秒毎に画像が更新される動画となる。

【0082】なお、上記参照光像メモリ72a、蛍光像メモリ72bおよび蛍光像メモリ72cは、時分割取得された2次元画像データを再び同時化する同時化メモリとして機能するものであり、異なるタイミングで撮像された2次元画像データは定められたタイミングに従って読み出され、輝度信号Y、色差信号(R-Y)および色差信号(B-Y)に変換される。

【0083】上記のように自家蛍光の相対強度ならびに蛍光スペクトル形状を表す強度に基づき、生体組織に関する情報である生体の組織性状と生体の形状とをより正確に表示させることができる。すなわち、病変組織と正常組織とでは自家蛍光の積分強度が異なること、および病変組織と正常組織とでは規格化スペクトルの短波長側の積分強度が異なることに基づき正常組織と病変組織との識別能を大幅に向上させることができる。

【0084】また、上記オンチップフィルタ79bを図

15 (b) に示すように430nmから510nmに亘る波長領域の光を透過させる微小フィルタ $\lambda 2$ と、630nm以上の波長領域の光を透過させる微小フィルタ $\lambda 1$ とを規則正しく配置したオンチップフィルタ79b'に変更し、前記と同様に画像の撮像および撮像された画像の処理を行うことによって、前記演算式

$$Y(n, m) = a3 \times Ds(n, m)$$

$$R-y(n, m) = b1 \times Dj1(n, m) + b2 \times Dj2(n, m) + b3 \times Ds(n, m)$$

$$B-y(n, m) = c1 \times Dj1(n, m) + c2 \times Dj2(n, m) + c3 \times Ds(n, m)$$

における第1の自家蛍光画像データ $Dj1(n, m)$ に630nm以上の波長領域の光を透過させる微小フィルタ $\lambda 1$ を透過した自家蛍光による2次元画像データを対応させ、第2の自家蛍光画像データ $Dj2(n, m)$ に430nmから510nmに亘る波長領域の光を透過させる微小フィルタ $\lambda 2$ を透過した自家蛍光による2次元画像データを対応させ、これらの2次元画像データに基づき輝度信号データ $Y(n, m)$ 、色差信号データ $R-y(n, m)$ および色差信号データ $B-y(n, m)$ を生成し、さらにNTSC方式の $Y$ 、 $I$ および $Q$ 信号に変換することにより可視画像として表示させることもできる。

【0085】すなわち、上記表示された画像は $\lambda 1$ の波長領域を透過した自家蛍光の強度と、 $\lambda 2$ の波長領域を透過した自家蛍光の強度との比率を反映した画像であり、表示された色の变化により自家蛍光スペクトルの形状の変化を知ることができる。

【0086】なお、上記波長領域 $\lambda 2$ は正常組織の自家蛍光スペクトルの最大強度値を示す480nm近傍の波長領域を含み、波長領域 $\lambda 1$ は病変組織の自家蛍光スペクトルの極大値を示す630nm近傍から700nm近傍に亘る波長領域を含むことが好ましい。

【0087】次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図19に示すように、本発明の第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置810は、白色光 $Lw$ および励起光 $Lr$ をそれぞれ射出する2つの光源を備えた光源ユニット110、光源ユニット110から射出された励起光 $Lr$ を照射光ファイバ21を通して生体組織1に照射し、この励起光 $Lr$ の照射により生体組織1から発生した自家蛍光像 $Zj$ を撮像し電気的な画像信号に変換して出力する内視鏡ユニット210、内視鏡ユニット210から出力された画像信号を入力し雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等を実施しデジタル値からなる2次元画像データに変換して出力する中継ユニット310、中継ユニット310から出力された2次元画像データを表示信号に変換して出力する表示信号処理ユニット410および表示信号処理ユニット410から出力された表示信号を入力し表示する表示ユニット510から構成されている。

【0088】光源ユニット110には、照射光ファイバ21から分岐された分岐光ファイバ21Aの端面21aおよび照射光ファイバ21から分岐された分岐光ファイバ21Bの端面21bが接続されており、白色光光源10から射出された白色光 $Lw$ は白色光集光レンズ11によって集光され分岐光ファイバ21Aの端面21aに入射する。ここで、モータ81の回転軸に回転可能に取り付けられた、カラー3原色であるRGBフィルタを備えた円盤状フィルタ82が白色光源10と集光レンズ11との間に配置されモータ81により回転されることにより、白色光光源10から射出された白色光 $Lw$ はRGBの面順次照明を行う面順次光 $Lm$ として端面21aに入射する。

【0089】InGaN-LDからなる410nmの波長の光を発生する励起光光源13から射出された励起光 $Lr$ は集光レンズ14によって集光されて分岐光ファイバ21Bの端面21bに入射する。また、白色光光源11および励起光光源13にはそれぞれの光源を駆動するための白色光電源12および励起光電源15が備えられている。

【0090】内視鏡ユニット210は、屈曲自在な先端部211と、光源ユニット110および中継ユニット310が接続された操作部212とから構成され、励起光 $Lr$ 、および面順次光 $Lm$ を伝搬する照射光ファイバ21と、面順次光 $Lm$ の照射を受けた生体組織1によって反射された反射面順次光による像（以後面順次光像 $Zm$ と呼ぶ）および自家蛍光像 $Zj$ を撮像し変換した電気的な画像信号を送信するケーブル28とが先端部211から操作部212に亘ってその内部に敷設されている。

【0091】分岐光ファイバ21Aの端面21aから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出されるRGBの面順次光 $Lm$ の照射を受けた生体組織1により生じた像（以後R面順次光像 $Zmr$ 、B面順次光像 $Zmg$ 、G面順次光像 $Zmb$ と呼ぶ）は、対物レンズ25を通してプリズム26に入射し、プリズム26によりその光路は略直角に向きを変えられて撮像器83上に結像され電気的な画像信号に変換されてケーブル28によって操作部212に伝送される。また、励起光 $Lr$ の照射を受けた生体組織1から発生した自家蛍光像 $Zj$ も同様に撮像され操作部212に伝送される。

【0092】なお、撮像器83は撮像素子83aに励起光カットフィルタ83bが密着され形成されたものであり、撮像素子83bの各画素には波長410nmの励起光 $Lr$ が除去された光が入射する。

【0093】中継ユニット310には、ケーブル28が接続されており、ケーブル28によって伝送された面順次光像 $Zm$ を担持する画像信号はプロセス回路部31によって雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等が施され、A/D変換器32および36によって数値化され2次元画像データとして出力される。

【0094】表示信号処理ユニット410には、撮像された面順次光像 $Z_m$ の処理を行う面順次光像信号処理部411および自家蛍光像 $Z_j$ の処理を行う蛍光像信号処理部412が備えられている。面順次光像信号処理部411には、A/D変換器32から出力された2次元画像データを記憶する面順次光像メモリ部41、面順次光像メモリ部41から2次元画像データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する面順次光像表示信号生成器42が配設されている。

【0095】一方、蛍光像信号処理部412には、A/D変換器36から出力された自家蛍光像 $Z_j$ の2次元画像データを記憶する蛍光像メモリ43およびR面順次光像 $Z_{mr}$ の2次元画像データを記憶する参照光像メモリ44、蛍光像メモリ43および参照光像メモリ44から2次元画像データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する後述するカラーマトリクス回路を内部に備えた蛍光像表示信号生成器45が配設されている。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0096】次に、上記実施の形態における作用について説明する。面順次フィルタ82は図20に示すようにカラー3原色のRGBフィルタの他に遮光部82dを備えており、図21に示すように各光の照射と撮像素子の露光および読み出しとがタイミングチャートに従って行われるようにモータ81によって回転され、RGBの面順次照射を各1/90秒間ずつ合計1/30秒間行い、この間に面順次光 $L_m$ の照射を受けた生体組織1により生じたR面順次光像 $Z_{mr}$ 、G面順次光像 $Z_{mg}$ 、B面順次光像 $Z_{mb}$ が撮像される。そして、次の1/30秒間は白色光源10からの光の入射は遮断され、励起光源13から射出された励起光 $L_r$ の照射により生体組織1から発生した自家蛍光像 $Z_j$ が撮像される。

【0097】撮像された自家蛍光像 $Z_j$ はプロセス回路31を経由してA/D変換器36によって2次元画像データに変換され自家蛍光画像データ $D_j$ として蛍光像メモリ43に記憶される。

【0098】一方、撮像されたR面順次光像 $Z_{mr}$ 、B面順次光像 $Z_{mb}$ 、G面順次光像 $Z_{mg}$ はプロセス回路31を経由してA/D変換器32によって2次元画像データ $D_m$ に変換されR画像データ $D_{mr}$ 、G画像データ $D_{mg}$ およびB画像データ $D_{mb}$ として白色光像信号処理部411の白色光像メモリ41のRメモリ41r、Gメモリ41gおよびBメモリ41bに記憶される。これらの2次元画像データはさらに白色光像表示信号生成器42によってNTSC信号に変換され表示ユニット510に出力される。なお、このときR画像データ $D_{mr}$ は蛍光像信号処理部412の参照光像メモリ44にも参照光像画像データ $D_s$ として記憶される。すなわち、第1の実施の形態では生体組織で反射された780nmの近赤外領域の光による像を撮像し参照光画像データ $D_s$ と

したが、赤色の波長領域の光による像でも生体組織によって吸収される割合はほぼ均一であるので参照光画像データ $D_s$ として用いることができる。従って、白色光および参照光の照射および撮像を共通化することができるので装置を簡素化することができる。その他の作用は第1の実施の形態と同様である。

【0099】上記のように、本発明によれば生体組織に関する情報である生体の組織性状および生体の形状等をより正確に表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図2】色度座標上の色差信号の位置を示す図

【図3】病変組織を含まない生体器官を示す図

【図4】参照像 $Z_s$ の強度分布を示した図

【図5】参照像 $Z_s$ のU-U'断面の強度分布を示した図

【図6】病変組織を含む生体器官を示す図

【図7】参照像 $Z_s$ の強度分布を示した図

【図8】参照像 $Z_s$ のU-U'断面の強度分布を示した図

【図9】自家蛍光像 $Z_j$ のU-U'断面の強度分布を示した図

【図10】蛍光像表示信号生成器45の内部構成を示す図

【図11】撮像系と表示系のダイナミックレンジの違いを示す図

【図12】第1の実施の形態におけるタイミングチャート

【図13】蛍光像表示信号生成器60の内部構成を示す図

【図14】モザイクフィルタ79bを示す図

【図15】微小フィルタ $\lambda_1$ および微小フィルタ $\lambda_2$ の透過波長領域を示す図

【図16】蛍光像信号処理部403の内部構成を示す図

【図17】微小フィルタの画素区画を示す図

【図18】第3の実施の形態におけるタイミングチャート

【図19】本発明の第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図20】面順次フィルタ82の構造を示す図

【図21】第4の実施の形態におけるタイミングチャート

【符号の説明】

1 生体組織

10 白色光光源

11 白色光集光レンズ

12 白色光電源

13 励起光光源

14 集光レンズ

21

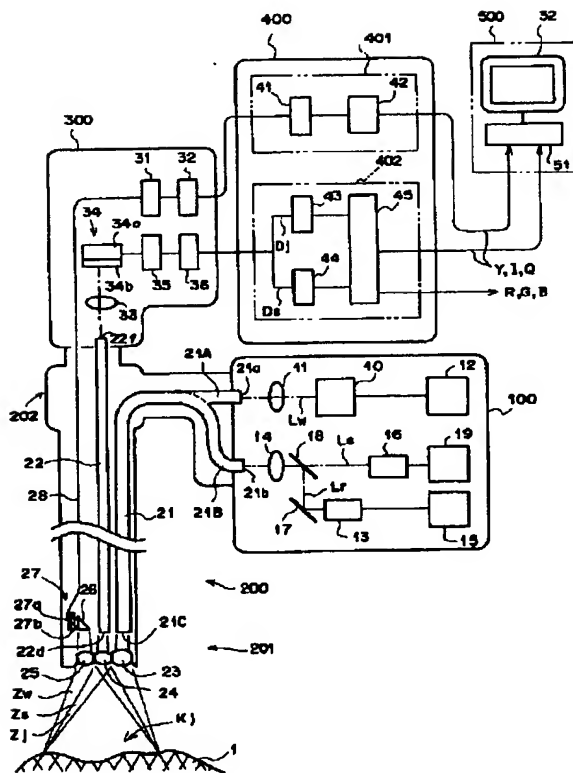
- 15 励起光電源
- 16 参照光光源
- 17 反射ミラー
- 18 ダイクロイックミラー
- 19 参照光電源
- 21 照射光ファイバ
- 22 イメージファイバ
- 23 照射レンズ
- 24 対物レンズ
- 25 白色光像対物レンズ
- 26 プリズム
- 27 白色光像撮像器
- 28 ケーブル
- 31 白色光像プロセス回路部
- 32 白色光像A/D変換器
- 33 結像レンズ
- 34 撮像器
- 35 プロセス回路部
- 36 A/D変換器
- 41 白色光像メモリ
- 42 白色光像表示信号生成器

22

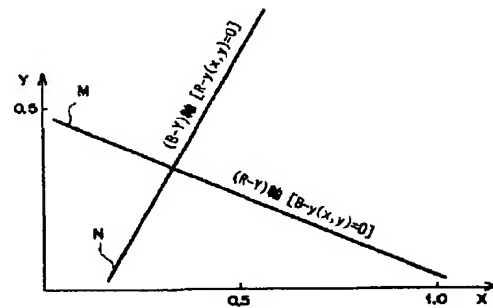
- \* 43 蛍光像メモリ
- 44 参照光像メモリ
- 45 蛍光像表示信号生成器
- 51 スーパーインポーズ
- 52 表示器
- 100 光源ユニット
- 200 内視鏡ユニット
- 201 先端部
- 202 操作部
- 10 300 撮像ユニット
- 400 表示信号処理ユニット
- 401 白色光像信号処理部
- 402 蛍光像信号処理部
- 500 表示ユニット
- 800 蛍光内視鏡装置
- Lw 白色光
- Ls 参照光
- Lr 励起光
- Kj 自家蛍光
- 20 Zj 自家蛍光像

\*

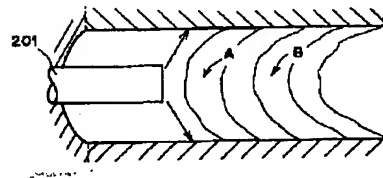
【図1】



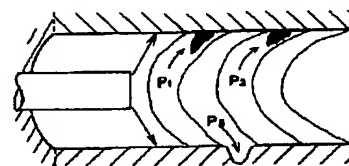
【図2】



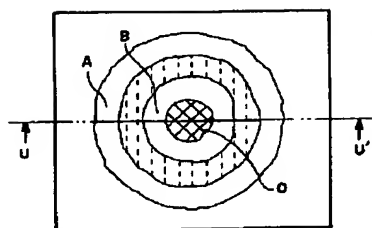
【図3】



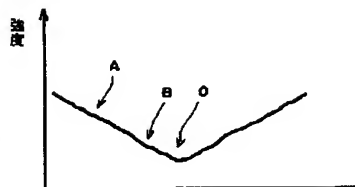
【図6】



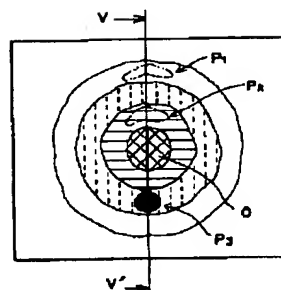
【図4】



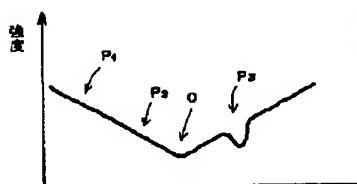
【図5】



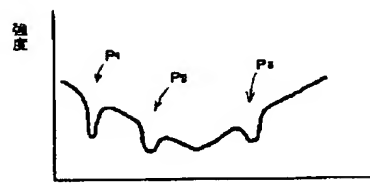
【図7】



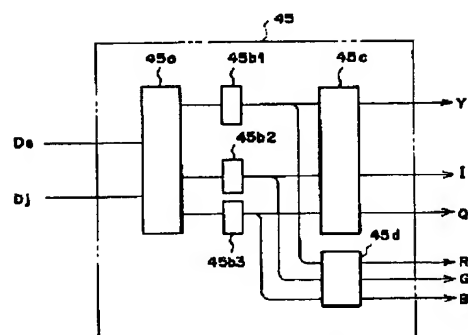
【図8】



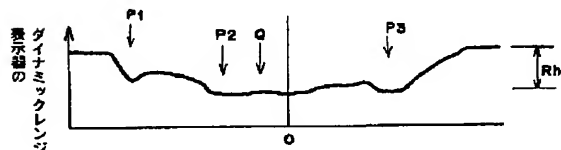
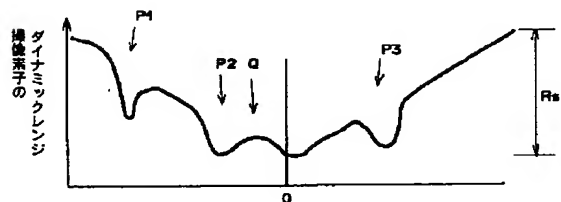
【図9】



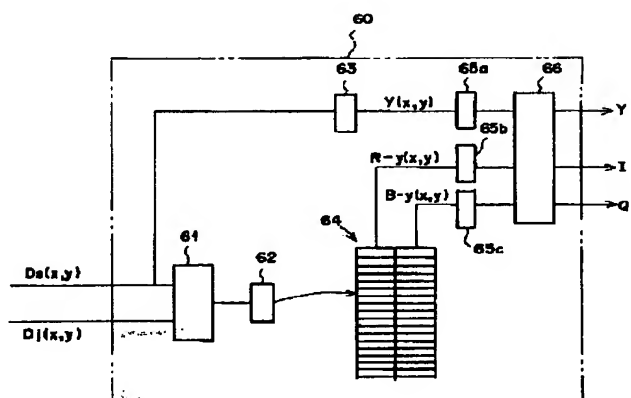
【図10】



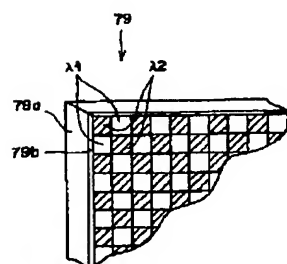
【図11】



【図13】

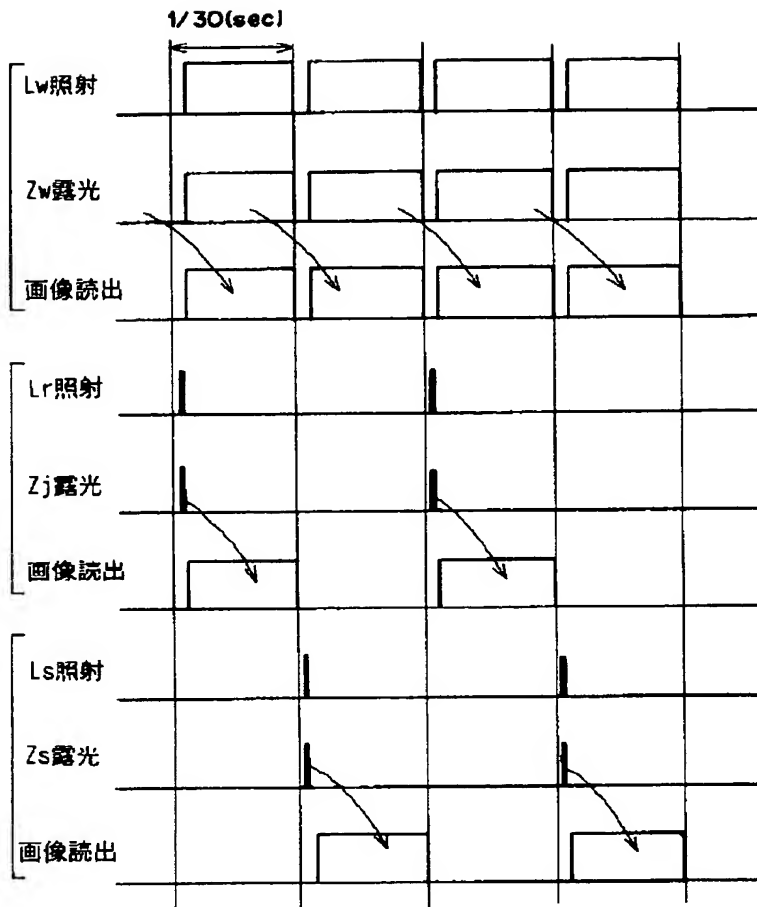


【図14】

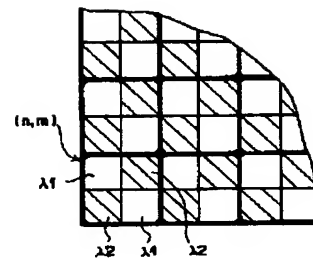




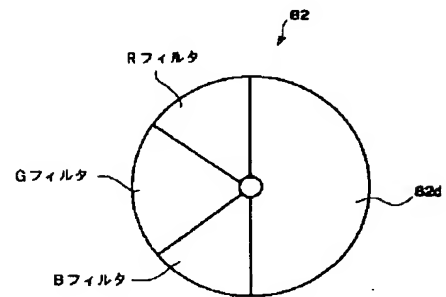
【図12】



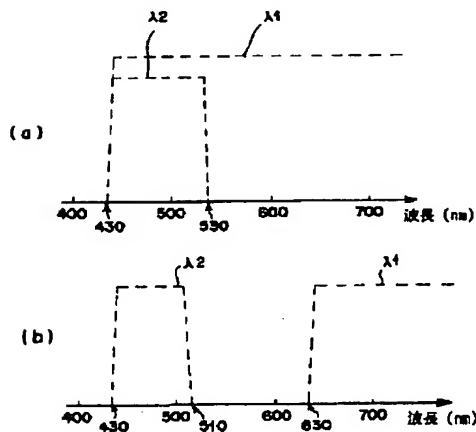
【図17】



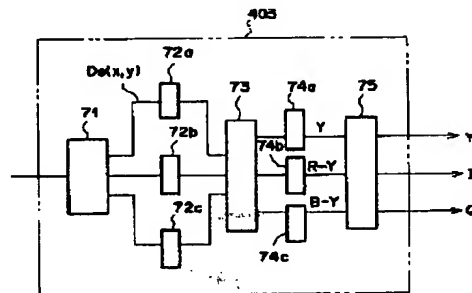
【図20】



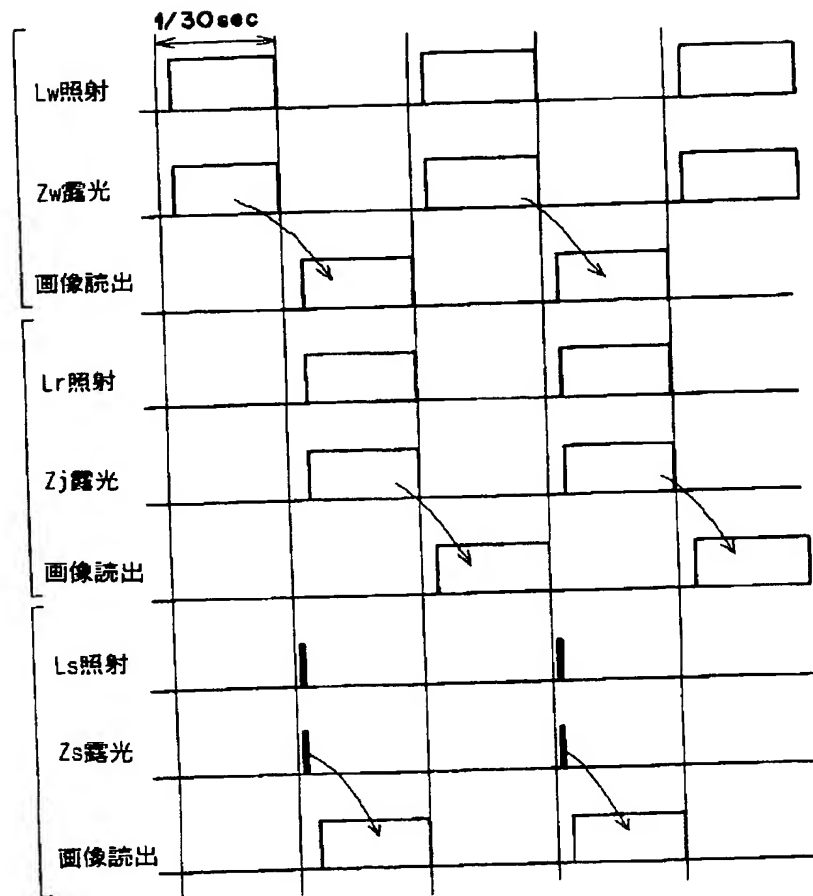
【図15】



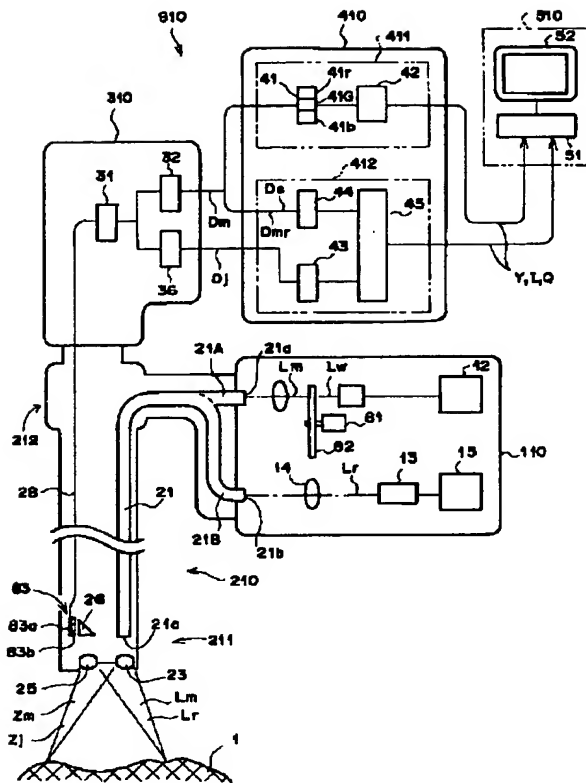
【図16】



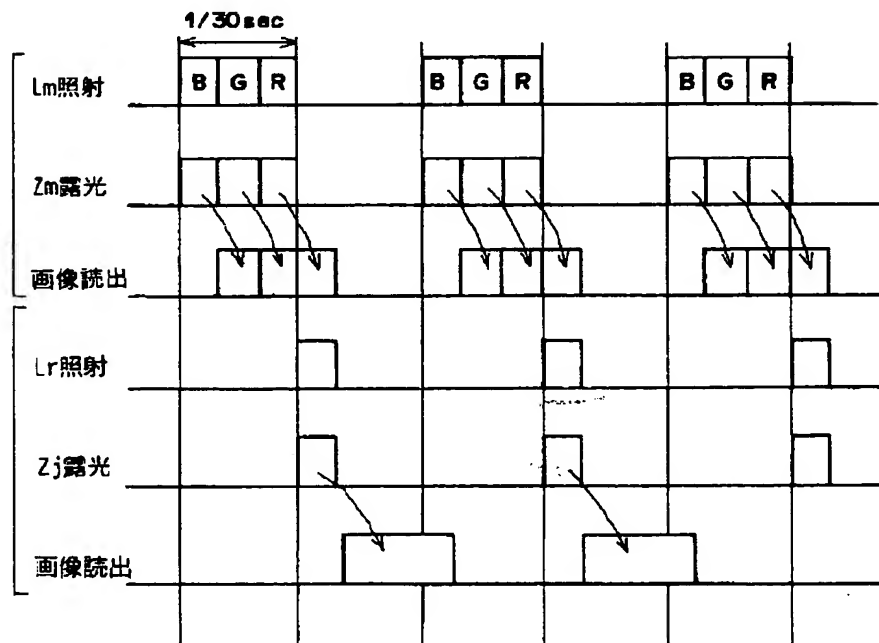
【図18】



【図19】



【図21】



# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-270265

(43)Date of publication of application : 29.09.2000

(51)Int.Cl.

H04N 5/321

H04N 9/04

(21)Application number : 11-114022

(71)Applicant : EKAPOT BHUNACHET

(22)Date of filing : 17.03.1999

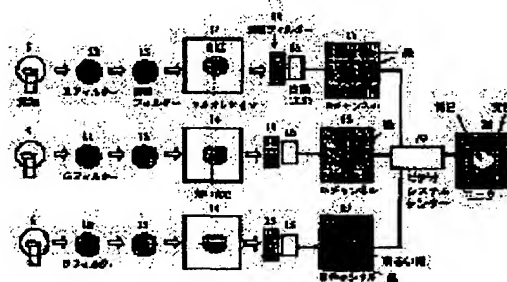
(72)Inventor : EEKAPOTTO PANNACHEETO

## (54) METHODS FOR MERGING FLUORESCENCE VIDEO AND VIDEO OF BACKGROUND BY CHARGE COUPLED DEVICE(CCD) AND FOR WATCHING THEM ON THE SAME SCREEN

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To simply carry out biopsy, mucosa excision, etc., looking at a fluorescence by photodetecting the fluorescence in one channel so as to emphasize, picking up the video of back ground with the light adjusted by an adjusting filter in two channels are reconstituting the signals of the three channels after transmission so as to make a picture with enhanced brightness in a visual field.

**SOLUTION:** A fluorescence is photodetected in one channel (red or blue) so as to emphasize, the video of back ground is picked up with the light adjusted by an adjust filter in two channels (red and green) and the signals of the three channels are reconstituted after transmission so as to make a picture. For example, fluorescein fluorescent endoscope inspection, light beams respectively passing through red, green and blue band-pass filters 10 to 12 rotating in front of a light source 9 are reflected on a white paper 14 with fluorescein being an object to be observed through an adjust filter 13 and reach a monochromatic CCD 16 through a filter 15 to be made electronic signals in respective channels 17 to 19. These three channel signals are reconstituted into a picture on a monitor 21 via a video system center 20.



### LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 11.10.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3309276

[Date of registration] 24.05.2002

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-270265

(P2000-270265A)

(43) 公開日 平成12年9月29日 (2000.9.29)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームト <sup>*</sup> (参考)
H 0 4 N 5/321		H 0 4 N 5/321	5 C 0 2 4
9/04		9/04	B 5 C 0 6 5

審査請求 未請求 請求項の数 5 書面 (全 12 頁)

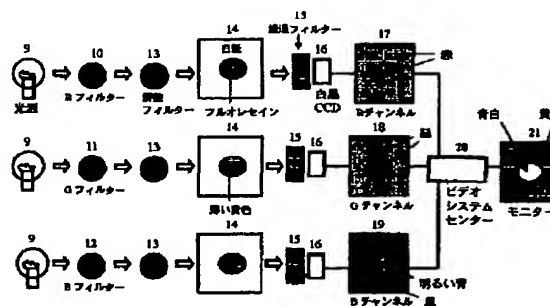
(21) 出願番号	特願平11-114022	(71) 出願人	598059918 エーカポット・パンナチュート BHUNACHET EKAPOT 茨城県つくば市春日 2-32-22
(22) 出願日	平成11年3月17日 (1999.3.17)	(72) 発明者	エーカポット パンナチュート 茨城県土浦市真鏡新町 3 番11号 ハイツ新 真鏡305号室
		F ターム (参考)	5C024 AA03 BA03 DA01 EA08 GA07 GA11 HA10 HA27 5C065 AA04 BB30 BB41 BB48 CC01 DD02 EE03 EE06 GG15 GG44

(54) 【発明の名称】 Chargecoupledddevice (CCD) にて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 Charge coupled device (CCD) にて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える。

【解決手段】 励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、白黒ないしカラーの CCD の前に濾過フィルターをおいて、蛍光を励起光から取り出し、それを3つあるチャンネル (赤、緑、青) の内1つのチャンネルで受光しかつ強調したり、または、濾過フィルターなしで、励起光が出て蛍光を発生させたタイミングに、カラー CCD にて励起光 (例えば、青光) とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光 (例えば、黄色) と反応する CCD のチャンネル (例えば、赤チャンネル) で受光し励起光から蛍光を取り出しかつ強調したりして、残りの2つのチャンネルにて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法として、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、白黒ないしカラーCCDの前に濾過フィルターをおいて、蛍光を励起光から取り出し、それを3つあるチャンネル（赤、緑、青）の内1つのチャンネル（例えば、青）で受光し、かつ強調して、残りの2つのチャンネル（例えば、赤と緑）にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法。

【請求項2】請求項1に記載の方法において、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える際に、背景の映像の色調や明るさを調整して蛍光の映像がはっきり見えるようにするフィルターとして、励起光をよく通すがそれ以外の光をある割合でカットするところを特徴とする調整フィルター。

【請求項3】請求項1に記載の方法に基づいたフルオレセイン蛍光内視鏡検査用調整フィルターとして、青をよく通すが、赤と緑をある割合でカットするところを特徴とするブルー系の色温度変換フィルター。

【請求項4】濾過フィルターなしで、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法として、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、励起光が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて励起光（例えば、青光）とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光（例えば、黄色）と反応するCCDのチャンネル（例えば、赤チャンネル）で受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル（例えば、青と緑）にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法。

【請求項5】濾過フィルターなしで、フルオレセイン蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法として、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、励起光の青が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて、励起光の青光とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光の黄色の光と反応する赤チャンネルで受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル（緑と青）にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、charge coupled device (CCD) にて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】フルオレセイン・ソジウムは蛍光眼底検査において血管造影剤として日常的に使われている。原理的には、励起フィルターexciter filterは光源からの光線に含まれている刺激光を可能な限り透過させ、濾過フィルターbarrier filterは励起光の眼底からの反射分をすべて吸収し、かつ蛍光を可能な限り透過させるものであることに加え、両フィルターの分光分布曲線に全く重なりがないという条件を満たすものであればよいということになる。このようなフィルターの組み合わせについて、この造影法の開発以来、いろいろな検討が行われてきたが広く採用されているのは多層膜干渉フィルターである。

【0003】1975-1976年に勝らは上述の原理をファイバースコープによる胃内視鏡検査に応用し、粘膜における癌の浸潤範囲が分かることを報告した。また、最近蛍光物質を使わずに励起光の青光を粘膜に照射すると、正常粘膜は青に写り、腫瘍性粘膜は赤に写る現象を利用した自家蛍光内視鏡システムも開発されている。

【発明が解決しようとする課題】この20年あまりの間、フルオレセイン蛍光内視鏡検査についての報告は全くない。勝によると、その原因は次の通りである。

【0004】第一に、蛍光内視鏡の映像は暗く、撮影はhigh speed color film (ASA160)を用い、シャッタースピード1/8~1/15で、4~8倍に増感現象しなければならない。勝らが使用した励起フィルターはfluorescein isothiocyanate (FITC) 干渉フィルター（千代田光学）であり、fluoresceinの励起光の波長(495nm)を選択的に透過するものであった。ファイバースコープでは、フィルムの現像ができあがるまで所見の確認はできず臨床においてあまり実用的ではない。

【0005】第二に、電子スコープがファイバースコープに取って代わって広く使われるようになったことである。電子スコープにFITC干渉フィルターをセットしてフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行おくと映像が非常に暗くなり、観察不可能になる。この問題を解決するためには強烈な光源が必要とされるが、今まで実現できなかった。また、FITC干渉フィルターは薄いフィルム状のフィルターを重ねたものであり、これらのフィルム状のフィルターは通常の電子スコープの光源の熱でさえ長くは耐えられない。

【0006】第三に、ファイバースコープでは濾過フィルターの差し込みと取り外しは体外で簡単にできた。電子スコープでは濾過フィルターをスコープの先端にあるCCDの前に置く必要があるため、体内に挿入したあとでは簡単に差し込みと取り外しができなくなる。電子スコープを使うと通常と蛍光内視鏡検査を行うためには、通常の内視鏡と蛍光検査用の内視鏡を別々に2度挿入し



なければならない。ということは、患者の苦痛が2倍、また、検査の時間も2倍になるわけである。

【0007】一方、最近開発された自家蛍光内視鏡システムでは、蛍光の映像は濃い青の正常粘膜に赤っぽい病変という暗いもので、この蛍光の映像を見ながら生検や粘膜切除の作業は危険である。作業する時は通常の内視鏡の映像に緑に変えてからでなければならないため、病変の特定は容易でないことも少なくない。

【0008】

【課題を解決するための手段】最近、我々は、電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行い、フルオレセイン蛍光内視鏡検査は通常の内視鏡検査と比べ、早期胃癌の範囲が鮮明かつ正確にわかり、癌に対する粘膜切除の際癌の取り残しがないようにするために非常に役に立つ検査であることを学会発表した。

(1. 平成10年2月21日、茨城がん学会、パネルディスカッション第5番。

2. 平成11年9月30日、日本癌学会総会、一般演題第2111番。3. 平成11年11月19日、日本消化器内視鏡学会総会、一般演題第23番。早期胃癌に対するフルオレセイン蛍光内視鏡検査の所見とその重要性には触れたが、本発明に関する内容は一切発表していない。)我々は、FITC干渉フィルターの代わりに本発明の請求項3に記載の熱に強いガラス製のブルー系の色温度変換フィルターを使用すれば、電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行うことができ、しかも十分に明るい視野も得られることを発見したのである。

【0009】なぜ、我々の電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査法で強い蛍光が得られ、しかも視野はあまり暗くならないのかを分析した結果、我々の方法は本発明の請求項1に記載してあるように、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見する方法であることが分かった。つまり、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、白黒ないしカラーのCCDの前に濾過フィルターをおいて、蛍光を励起光から取り出し、それを3つあるチャンネル(赤、緑、青)の内1つのチャンネル(例えば、青)で受光しかつ強調して、残りの2つのチャンネル(例えば、赤と緑)にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法である。

【0010】また、本発明の請求項2に記載の調整フィルターは、請求項1に記載の方法において、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見の際に、背景の映像の色調や明るさを調整して蛍光の映像がはっきり見えるようにするフィルターとして、励起光をよく通すがそれ以外の光をある割合でカットするところを特徴とするものである。

【0011】また、本発明の請求項3に記載の調整フィルターは、請求項1に記載の方法に基づいたフルオレセイン蛍光内視鏡検査用調整フィルターとして、青をよく通すが、赤と緑をある割合でカットするところを特徴とするブルー系の色温度変換フィルターである。

【0012】また、本発明の請求項4に記載の方法は、濾過フィルターなしで、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見する方法として、励起光と調整フィルターを通した光を交互に被観察物に照射し、励起光が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて励起光(例えば、青光)とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光(例えば、黄色)と反応するCCDのチャンネル(例えば、赤チャンネル)で受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル(例えば、青と緑)にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法である。CCDの前に濾過フィルターがないので、体外にある励起フィルターや調整フィルターを光源の前で差し込んだり取り外したりして、電子スコープの一回挿入で通常の内視鏡検査及び蛍光内視鏡検査を両方可行になる。

【0013】また、本発明の請求項5に記載の方法は、濾過フィルターなしで、フルオレセイン蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見する方法として、励起光と調整フィルターを通した光を交互に被観察物に照射し、励起光の青が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて、励起光の青光とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光の黄色の光と反応する赤チャンネルで受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル(緑と青)にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法である。CCDの前に濾過フィルターがないので、体外にある励起フィルターや調整フィルターを光源の前で差し込んだり取り外したりして、電子スコープの一回挿入で通常の内視鏡検査及びフルオレセイン蛍光内視鏡検査を両方可行になる。

【0014】また、自家蛍光内視鏡システムなどその他の蛍光内視鏡検査に対して、本発明の請求項1、または、請求項4に記載の方法を応用すれば、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見ることができる。しかも、十分に明るい視野が得られるので、病変を容易に特定し、危険を伴う生検や粘膜切除の作業を行うことも可能になる。

【0015】

【作用】我々が行ったフルオレセイン蛍光内視鏡検査を例に、次のような実験で本発明の作用を説明していく。

【0016】実験1

【0017】方法：励起及び調整フィルターなしの条件下、そして本発明の請求項3に記載の青色の調整フィルターまたはFITC干渉フィルターより幅広い波長の光を通す蛍光写真の医学用途、励起フルオレsein撮影用明るい青のフィルター（Kodak Wratten Filter No47A）をそれぞれ光源の前に差し込んだ条件下で、ごく薄い濃度のフルオレsein・ソジウムの模様がついた白紙を、対物レンズに濾過フィルター（Kodak Wratten Filter No15）を取り付けた電子スコープ（Olympus, GIF, XQ200）で観察及び撮影する。これらのフィルターの分光特性を図1に示してある。内視鏡の光源装置はOLYMPUS, CLV-U20D、ビデオシステムセンターはOLYMPUS, CV-200を使用した。

【0018】結果：励起及び調整フィルターなしの通常の観察では、白紙は白く見え、白紙につけたフルオレseinの模様は黄色に写る（図2A）。しかし、対物レンズ（つまり、CCD）に濾過フィルターを貼り付けた電子スコープで観察すると、励起及び調整フィルターなしで、白紙の白い部分は黄色に、また、フルオレseinの模様は青白の蛍光を発生し浮き出て見える（図2B）。この蛍光は、青チャンネルの信号を強くすると強くなり（図2C）、逆に弱くするとほとんど消えてしまう（図2D）。赤チャンネルの信号を強くすれば、白紙の白い部分はオレンジに写り（図2E）、弱くすれば緑っぽくなるが（図2F）、蛍光の強さには影響はない。

【0019】光源の前に、本発明の請求項3の調整フィルターを差し込んで、対物レンズ（つまり、CCD）に濾過フィルターを貼り付けた電子スコープで観察すると、白紙の白い部分はやはり黄色く写るが、調整フィルターがない時と比べると幾分暗くなる。フルオレseinの模様も調整フィルターがない時と同様に青白の蛍光を発生するが、その輪郭はよりはっきり見える（図2G）。

【0020】光源の前に、励起フルオレsein撮影用明るい青のフィルターを差し込んで、対物レンズ（つまり、CCD）に濾過フィルターを貼り付けた電子スコープで観察すると、フルオレseinの模様に青い蛍光はみえるが、白紙の白い部分は非常に暗くなってしまい、赤チャンネルの信号を強くしても明るくはならない（図2H）。

【0021】考察：実験に使った光源装置では、光源の前に三原色RGBのbandpass filtersを置き、それを回転させて順次に三原色の光を作り出し、被観察物に照射する。そして、被観察物から順次に反射してくる三原色の光を内視鏡先端の白黒のcharge coupled device (CCD)にて受光し電気信号に変える。つまり、三原色の赤の時はCCDで受けた電気信号は赤チャンネルとして、緑の時は緑チャンネルとして、そして、青の時は青チャンネルとして扱い、送信後ビデオシステムセンターによってモニタ

ー上に画像を再構成している。

【0022】対物レンズ（つまり、CCD）に濾過フィルターを貼り付けた電子スコープで観察すると、励起及び調整フィルターなしでもフルオレseinの蛍光が観察できたのは、三原色の青が白紙につけたフルオレseinに当たって黄色の蛍光を発生させていたからである。そして、濾過フィルターを通過した際、白紙の白い部分から反射した青は遮断され、フルオレseinの蛍光だけが通過して白黒のCCDに達するので、青チャンネルでは白い部分は暗く、フルオレseinの模様は明るい青に写る。このことは、モニターの青のチャンネルだけを残して、赤と緑のチャンネルのケーブルを抜いてみると確かめることができる。フルオレseinの蛍光は黄色であるが、青チャンネルで信号化されるので青信号になる。また、電子信号であるために、モニターの青を強くすることによって、フルオレseinの蛍光を強調することができる。赤と緑のphaseでは、白紙の白い部分もフルオレseinの模様もほぼ同じ位赤と緑を反射し、また、濾過フィルターは赤と緑をよく通すので、赤と緑のチャンネルでは白紙の白い部分もフルオレseinの模様も明るくうつる。従って、青、赤、緑の3つのチャンネルを合わせた映像は、白紙の白い部分は黄色に、フルオレseinの模様は青白に写る（図2B）。このように、フルオレseinの蛍光は青チャンネルで電子信号化しているので、青チャンネルの信号を強くすれば明るくなり（図2C）、弱くすればほとんど消えてしまう（図2D）。

【0023】本発明の請求項3に記載の青色の調整フィルターを使用した場合、青のphaseでは調整フィルターを通った三原色の青光の励起作用が加算され、より強いフルオレseinの蛍光を発生させるので、結果的にフルオレseinの模様の輪郭がより鮮明になる。赤と緑のphaseでは、調整フィルターによってある割合でカットされるので白紙の白い部分は調整フィルターがない時と同様の黄色を呈するが、より暗くなる（図2G）。

【0024】励起フルオレsein撮影用明るい青のフィルターを使用した場合、フルオレseinの模様は輪郭ははっきりするが、色は青のみで逆に今までの2つの条件より暗くなってしまふ。また、白紙の白い部分も白紙の輪郭がまったく分からない位非常に暗く、モニターの赤を強くしても改善されない。これは、このフィルターが三原色の赤と緑がほぼ完全に遮断されているからである（図1）。青のphaseの時は、今までの2つの条件と同様、白紙の白い部分は暗く写り、フルオレseinの模様は青く写る。赤と緑のphaseでは、原色の赤と緑が完全に遮断されているので、全体的に暗くなってしまふ。従って、赤、緑及び青のチャンネルを全部合わせても、白紙の白い部分は暗いまま、そしてフルオレseinの模様も青のまま、今までの2つの条件のように明る

い青白にはならない(図2H)。

【0025】実験2：直腸病変に対するフルオレセイン蛍光内視鏡検査

【0026】＜材料と方法＞：観察中視野が暗くなるというのはそれだけ穿孔を起したりする危険性が高くなるので、まず内視鏡の操作が簡単な直腸病変に対して蛍光内視鏡検査を行ってみた。対物レンズに濾過フィルター(Kodak Wratten Filter No15)を取り付けた電子スコープを挿入し、病変を映し出しておく。次に、フルオレセイン・ソジウム 5ml 静注すると同時に本発明の請求項3に記載の調整フィルターを光源の前に入れて観察を行う。観察の後半、比較するために励起フルオレセイン撮影用明るい青のフィルター(Kodak Wratten Filter, No47A)に変えて観察した。

【0027】結果：濾過フィルターを通して観察すると通常赤く見える(図3A)ポリープや直腸壁は黄色く映り、本発明の請求項3に記載の調整フィルターを光源の前に差し込んで見るとやや緑色を帯びてくる。フルオレセイン・ソジウムを静注してから15-20秒後にまずポリープに白紫蛍光が現れ(図3B)、さらに30秒後には正常粘膜の小血管や粘膜内にも現れてくる(図3C)。蛍光が現れ初めてから2-3分後には直腸壁全体に蛍光がいきわたり(図3D)、徐々に弱くなっていくが数分立ってもまだ観察できる(図3E)。その間、通常の内視鏡検査と比べて多少視野が暗くなるが、血管など腸管壁の構造は十分わかり、通常通り、写真撮影やカラープリンターで印刷することもできた。励起フィルターを蛍光写真の医学用途で、励起フルオレセイン撮影用 Kodak Wratten Filter No. 47Aに変えると視野全体が暗い青となり、腸壁の構造は見えなくなってしまう(図3F)。

【0028】考察：ファイバースコープで赤と緑をほぼ完全にカットする励起フルオレセイン撮影用フィルターやFICT干渉フィルターを使用してフルオレセインの蛍光を取り出す場合、黄色蛍光が見られる。しかし、実験2で分かるように、これらのフィルターを使って電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行うと、蛍光は青く写りしかも背景の構造は見えず、視野全体が非常に暗くなってしまう。その理由は、実験1です

明るい蛍光映像が得られるので、通常の条件で写真撮影、ビデオの録画やカラープリントもできる。

【0029】すでに、学会などで発表しているが、早期胃癌に対するフルオレセイン蛍光内視鏡検査には2つのpatternが観測された。癌病変に最初から最後まで蛍光が現れないものと、最初は周囲の正常組織と同様に蛍光が出現し、その後早い段階ないし3-4分位立ってから周囲の蛍光が弱くなっていくのに対し癌病変に蛍光がまだより強く残るものである。いずれのpatternであっても、蛍光の強さに差があるため癌と正常粘膜との境界ははっきり見えた。写真を提示していないが、蛍光内視鏡検査をおこなっている最中に本発明の請求項3に記載の調整フィルターを外してみると、胃粘膜全体が通常観察と同じ位明るくなり、癌病変と正常粘膜との間の蛍光の差が分からなくなってしまう。実験1でも触れたように、フルオレセインを励起して蛍光を発生させるには光源装置から出る原色の青光だけで十分であるが、本発明の請求項3に記載の調整フィルターと併用することにより、蛍光がさらに強くなり、しかも背景の映像の明るさは押さえられるので、蛍光の映像を背景の映像から際立たせることはできるのである。逆に、勝らが使用したFICT干渉フィルターで、電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行うと暗い蛍光の映像しか得られず、背景の映像は見られない。

【0030】現在行われている特殊な内視鏡検査として、赤外線電子内視鏡、光線力学的療法そして自家蛍光内視鏡システムをあげることができる。赤外線電子内視鏡は粘膜下の静脈が観察できるが、粘膜についての情報は乏しい。主として粘膜内に病変のある早期胃癌の検査には向かないと思われる。光線力学的療法は使用する薬剤porfimer sodiumが癌組織に特異的に取り込まれるが、その副作用を避けるために患者は直射日光の暴露をさけなければならない。自家蛍光内視鏡システムは薬剤を使わないという点では安全であるが、未分化型癌が正常粘膜を被ったまま粘膜内に浸潤している場合、理論的にも経験的にもこの方法では検出できないとされている。以上述べた特殊な内視鏡検査は、いずれも特別な器械が必要となり、観察する視野も暗い。

【0031】フルオレセイン蛍光内視鏡検査は癌と正常組織の間に血管を含む間質の構造にはっきりした違いがあるという事実を利用した検査であり、造影CTと意味合いが近い。つまり、血管造影することによって病変の存在や範囲がより鮮明かつ正確に分かってくる。生検と組み合わせれば、癌の診断及び範囲の確定が容易にでき、粘膜切除の際癌の取り残しがないようにするのに非常に役に立つ。この蛍光内視鏡検査の所見はどれだけ質的な診断の意味があるかは今後症例を増やして検討する必要がある。この検査で使用されるフルオレセイン・ソジウムは蛍光眼底検査で日常的に使われているので安全性に問題がない。また、器械にフィルターを取り付けた

だけで観察可能となり、しかも十分に明るい視野が得られるので経済性に大変優れている。フルオレセイン蛍光内視鏡検査は今日の技術では発見しづらい小さい11b病変でも検出できるので、screeningとしてごく早期の胃癌の発見に力を発揮できると期待される。

【0032】以上、本発明の請求項1に記載の蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法として、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、白黒ないしカラーのCCDの前に濾過フィルターを置いて、蛍光を励起光から取り出し、それを3つあるチャンネル（赤、緑、青）の内1つのチャンネル（例えば、青）で受光しかつ強調して、残りの2つのチャンネル（例えば、赤と緑）にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にするところを特徴とする方法の作用を説明した。

【0033】また、本発明の請求項2に記載の調整フィルターの特徴と請求項1に記載の方法におけるその作用を、請求項3に記載のフルオレセイン蛍光内視鏡検査用調整フィルターを例に説明した。フルオレセイン蛍光内視鏡検査用調整フィルターは、励起光の青をよく通すが、赤と緑をある割合でカットする特徴を有し、電子スコープによる蛍光内視鏡検査において、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える際に、背景の映像の色調や明るさを調整して蛍光の映像がはっきり見えるようにする。本発明の請求項2と3に記載の調整フィルターは、励起光をよく通過させるが、その他の光をある割合でカットするという特徴を有するものであり、必ずしも特定の割合で励起光以外の光をカットするものに限定するものではない。というのは、光源の種類によってどの位励起光以外の光を遮断した方が、蛍光の映像と背景の映像がバランスよく融合させることができるかは変わってくるからである。

【0034】蛍光内視鏡検査の映像は暗いという問題は本発明の請求項1に記載の方法で解決できるが、電子スコープによる蛍光内視鏡検査にはまだ不便な点がある。つまり、CCDの前に濾過フィルターを置くと一回の挿入で通常及び蛍光内視鏡検査を行えないのである。この問題に対して、本発明の請求項4に記載の方法で解決する。濾過フィルターなしで、フルオレセイン蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える本発明の請求項5に記載の方法を例に説明する。その方法とは、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、励起光の青が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて、励起光の青光とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光の黄色の光と反応する赤チャンネルで受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル（緑と青）にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に

画像にするところを特徴とする方法である。

【0035】まず、カラーCCDと白黒CCDの違いを説明する。実験1そして2に使われた電子スコープOlympus, GIF, XQ200は白黒CCDを使用しており、光源装置のOLYMPUS, CLV-U20D、ビデオシステムセンターのOLYMPUS, CV-200と一緒に使わないとカラーの映像は得られない。というのは、白黒CCDでは、三原色の赤、緑、青は区別できず、暗いか明るいかで判別し電子信号化している。カラーの映像を作り出すためには、光源の前に三原色RGBのband pass filtersを置き、それを回転させて順次に三原色の光を送り、被観察物を照射する。赤の光が出た時には、被観察物から反射してくる光を内視鏡先端の白黒のCCDにて受光し赤チャンネルに、緑光の時は緑チャンネルに、そして、青光の時は青チャンネルに電気信号化して、送信後ビデオシステムセンターによってモニター上に画像を再構成している。白黒CCDの利点は内視鏡の挿入部を小さくすることができるからである。

【0036】一方、カラーCCDは白光に含まれている三原色のRGBを直接区別できるので、光源の光をRGBのband pass filtersを通さなくても、カラーの映像を得られるわけである。我々が、カラーCCDを光学顕微鏡に接続しモニター上映像をみる装置を使って、フルオレセインの模様をつけた白い紙を被観察物にして（図4A）、濾過フィルターなしで蛍光を励起光から取り出す方法を検討した結果、励起光の青光とは反応しないが、励起光を受けて発生する蛍光の黄色光と反応するカラーCCDの赤チャンネルで受光し電子信号化すれば、紙の白い部分から反射してきた励起光は写らず、フルオレセインの蛍光のみが赤く写ることが分かった（図4B）。また、励起光ではなく本発明の請求項3に記載の調整フィルターで調整した光を被観察物に当てて、カラーCCDの緑と青のチャンネルで反射してきた光を映像化すると、紙の白い部分は青緑に写り、フルオレセインの模様は黄色く見える（図4C）。赤チャンネルの蛍光の映像と緑と青チャンネルの背景の映像を融合すれば、紙の白い部分は青緑に、そしてフルオレセインの模様はオレンジ色になるはずである。

【0037】以下、電子スコープを使って、フルオレセイン蛍光内視鏡検査を例にして、濾過フィルターなしで励起光から蛍光を取り出し、背景の映像と融合させて、同時にかつ同じ画面でみる方法を説明する。実験1と同様にフルオレセインの模様をつけた白い紙を被観察物にする。光源装置のband pass filtersに励起フィルターの役割をする原色の青のフィルターだけを本来原色の赤のフィルターがあるところに残しておく。本来原色の青と緑フィルターがあるところは素通りにする。band pass filtersを回転させないで光源の光が素通りできる位置に合わせて置け

ば、通常観察ができる。蛍光内視鏡検査時、band pass filtersを回転させると同時に本発明の請求項3に記載の調整フィルターを光源の前に差し込む。励起光の原色の青が被観察物に当たると、フルオレセインをつけたところに蛍光が発生し黄色く光るが、白紙の白い部分は青光をそのまま反射する。励起光が出た時には、カラーCCDの赤チャンネルしか働かないように設定してあるので、カラーCCDは青光と反応せず、黄色蛍光の光と反応して、赤チャンネルではフルオレセインのあるところだけが赤く写り、それ以外のところは黒く写る。そして、カラーCCDの青と緑のチャンネルのphaseでは、本発明の請求項3の調整フィルターによりある割合で緑と赤をカットされた光が被観察物に当たり、反射された光を青と緑のチャンネルで受光すると、フルオレセインの模様は薄い黄色に写り、白紙の白い部分は青緑っぽく写る。赤、緑、青の3つのチャンネルを合わせてモニター上画像を再構築すると紙の白い部分は青緑に、そして、フルオレセインの模様はオレンジに写る。

【0038】本発明の請求項1, 2, 3, 4そして5の作用を説明してきたが、これらの作用はフルオレセイン蛍光内視鏡検査に限定するものではなく、その他の蛍光内視鏡検査、例えば、自家蛍光内視鏡検査や光線力学的治療法にも有効である。また、CCDが挿入部の先端にある電子スコープに限定するものでもなく、ファイバースコープを用い、体内から映像を取り出して、体外でCCDと接続するやり方についても有効である。

【0039】自家蛍光内視鏡システムでは、水銀ランプと青色励起フィルターを組み合わせた青色光源からの光が胃や大腸の粘膜に当てると、正常粘膜は青く写り、腫瘍性病変は赤っぽい自家蛍光を出す現象に基づいて、それらの光をファイバースコープで体外に取り出して、高感度カメラと接続してモニター上に映像化し病変の同定をしている。通常の映像をみるには、別の白色光源から光を粘膜に照射し、反射した光を同じファイバースコープで体外に取り出して、別のCCDで映像化している。蛍光の映像と通常の映像を別々に見ているわけである。蛍光の映像では、病変と正常粘膜との区別ははっきりつくが、視野は暗く生検や粘膜切除などの操作は困難である。通常の映像に様り替えてみても、今度は病変の同定が難しくなることは少なくない。

【0040】そこで、この自家蛍光内視鏡システムに本発明の請求項1に記載の蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見する方法を応用すれば、これらの問題を解決できる。具体的には、水銀ランプの前に青色励起フィルターと原色の赤と緑のフィルターを有するband pass filtersを置き、それを回転させ、順次に青、緑、赤の光を粘膜に照射する。通常観察の時はそのまま、粘膜から反射してくる光を、ファイバースコープで拾い、体外で高感度カメラで電子

信号化し、ビデオシステムセンターを介して、モニター上に映像を再構築すればよい。蛍光観察の時は、光源の前にもう一枚励起光の青をよく通すが、赤と緑をある割合でカットする本発明の請求項2に記載の青の調整フィルターを入れ、かつ高感度カメラのCCDの前にも青を完全に遮断する黄色フィルター(Kodak Wratten filter No. 15)を差し込めば、蛍光の映像と背景の映像を融合させたものが見える。

【0041】本発明の請求項1に記載の方法と請求項2に記載の調整フィルターを使えば、自家蛍光内視鏡検査を行うのに、光源は従来2個必要なところ1個で済むし、重たいカラー高感度カメラでなくても、より軽い白黒高感度カメラで可能になる。本発明の請求項2に記載の青色の調整フィルターや濾過フィルターの差し込みと取り外しは体外でできるので、簡単に通常観察と自家蛍光観察を交互にできる。カラー高感度を使用する場合、フルオレセイン蛍光内視鏡検査のところで説明したように、本発明の請求項4に記載の方法で濾過フィルタなしで励起光と蛍光を分離し、蛍光と背景の映像を融合させてみる方法を採用しても、同様の効果が得られる。

【0042】

【実施例】以下、本発明の実施例を図に基づいて説明する。我々がフルオレセイン蛍光内視鏡に使ったのは、光源装置はOLYMPUS, CLV-U20D、電子スコープはOlympus, GIF, XQ200そしてビデオシステムセンターはOLYMPUS, CV-20であったが、本発明の実施できる器械はそれらのものに限定するものではない。

【0043】図5は、本発明の請求項1に記載の、濾過フィルターとCCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させて、同時にかつ同じ画面で見する方法のシステム模式図である。光源1の前に、RGB band pass filters 2を置き、回転させる。さらに、その前に調整フィルター3と素通りの枠有する回転板を置く。光(太い矢印で表している)は被観察物であるフルオレセインをつけた白紙4に当たって反射し、濾過フィルター5を通過して白黒CCD6に達し電子信号化され、ビデオシステムセンター7を介して、モニター8上で画像に再構築される。

【0044】図6は、フルオレセイン蛍光内視鏡検査における本発明の請求項1に記載の濾過フィルターとCCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させて、同時にかつ同じ画面で見する方法の作用を示す模式図である。図5でも説明したように、光源9の前でRGBのband pass filtersが回転している。R(赤)フィルター10、G(緑)フィルター11、B(青)フィルター12をそれぞれ通った光(太い矢印)が調整フィルター13を通して被観察物であるフルオレセインをつけた白紙14に当たって反射し、濾過フィルター15を通過して白黒CCD16に達し赤チャンネル17、緑チ



チャンネル18、青チャンネル19に電子信号化される。この3つのチャンネルがビデオシステムセンター20を介してモニター21上で画像に再構築される。青チャンネル19は濾過フィルター15を通して励起光の青光からフルオレセインの黄色の蛍光を青の信号として取り出している。赤と緑のチャンネル17、18は調整フィルター13によってある割合でカットされた赤と緑の光で背景の映像を拾い、青チャンネル19の映像とモニター21上で再構築される。

【0045】図7は、本発明の請求項4に記載の、濾過フィルターなしで、カラーCCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法のシステム模式図である。光源22の前に、RGB band pass filtersの回転板にある3つの枠の1つに励起フィルター23をはめ、残りの2つは素通りにする。さらに、その前に調整フィルター24と素通りの枠有する回転板を置く。光(太い矢印)は被観察物であるフルオレセインをつけた白紙25に当たって反射し、カラーCCD26に達し電子信号化され、ビデオシステムセンター27を介して、モニター28上で画像に再構築される。通常の観察の時は、光源22の前にある2つの回転板とも素通りにして行う。蛍光内視鏡検査の時は、励起フィルター23のある回転板を回転させ、調整フィルター24を光の行路に差し込んで行う。

【0046】図8は、フルオレセイン蛍光内視鏡検査における本発明の請求項4に記載の濾過フィルターなしで、カラーCCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法の作用を示す模式図である。光源29の前で、従来原色の赤フィルターがあるべく枠に原色の青フィルター30を入れて、残りの2つの枠を素通りにした回転板が回転している。原色の青フィルター30を通った光(矢印)が青系の調整フィルター31を通して被観察物であるフルオレセインをつけた白紙32に当たって反射し、カラーCCD33に達した時は赤チャンネル34しか働かないように設定しているので、赤チャンネル34では、励起光の青光は電子信号化せず、フルオレセインの黄色蛍光だけが赤の電子信号として拾われる。そして、背景の映像は調整フィルター31で調整された光で緑チャンネル35と青チャンネル36により電子信号化される。この3つのチャンネルの信号がビデオシステムセンター37を通してモニター38上で画像に再構築される。

【0047】

【発明の効果】以上、上記説明でも明らかなように本発明の請求項1に記載の蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法は、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、白黒ないしカラーのCCDの前に濾過フィルターをおいて、蛍光を励起光から取り出し、それを3つあるチャンネル(赤、緑、青)の内1つのチャンネル(例えば、青)で

受光しかつ強調して、残りの2つのチャンネル(例えば、赤と緑)にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にすることによって、背景の中に蛍光を発しているところを特定しやすくするだけでなく、従来の蛍光だけの映像と比べて視野が明るく生検や粘膜切除などの操作が、蛍光を見ながら簡単にできるほか、フィルムやカラープリンターでの写真の撮影も通常観察時と同じ条件でできるところにある。

【0048】本発明の請求項2に記載の調整フィルターは、励起光をよく通すがそれ以外の光をある割合でカットするところに特徴を有し、請求項1に記載の方法において、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える際に、背景の映像の色調や明るさを調整して蛍光の映像がはっきり見えるようにする効果がある。

【0049】本発明の請求項3に記載のブルー系の色温度変換フィルターは、青をよく通すが、赤と緑をある割合でカットするところを特徴にし、フルオレセイン蛍光内視鏡検査用調整フィルターとして、請求項1に記載の方法において、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える際に、背景の映像の色調や明るさを調整して蛍光の映像がはっきり見えるようにする効果がある。

【0050】本発明の請求項4に記載の濾過フィルターなしで、蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法は、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、励起光が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて励起光

(例えば、青光)とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光(例えば、黄色)と反応するCCDのチャンネル(例えば、赤チャンネル)で受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル

(例えば、青と緑)にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にすることにより、背景の中に蛍光を発しているところを特定しやすくするだけでなく、従来の蛍光だけの映像と比べて視野が明るく生検や粘膜切除などの操作が、蛍光を見ながら簡単にできるほか、フィルムやカラープリンターでの写真の撮影も通常観察時と同じ条件でできるところにある。CCDの前に濾過フィルターを置くことがないので、電子スコープの一回の挿入で、通常及び蛍光内視鏡検査を両方行うことができる。

【0051】本発明の請求項5に記載の濾過フィルターなしで、フルオレセイン蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見える方法は、励起光と調整フィルターで調整した光を交互に被観察物に照射し、励起光の青が出て蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて、励起光の青光とは反応しないが、励起光の



照射を受けて発生した蛍光の黄色の光と反応する赤チャンネルで受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、残りの2つのチャンネル（緑と青）にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に画像にすることにより、背景の中に蛍光を発しているところを特定しやすくするだけでなく、従来の蛍光だけの映像と比べて視野が明るく生検や粘膜切除などの操作が、蛍光を見ながら簡単にできるほか、フィルムやカラープリンターでの写真の撮影も通常観察時と同じ条件でできるところにある。

#### 【図面の簡単な説明】

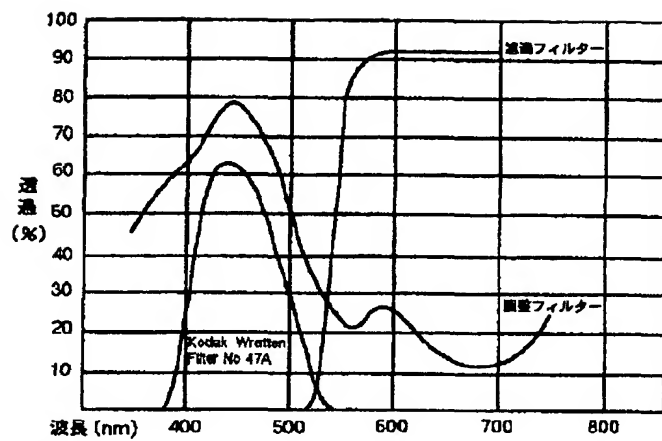
図1は、本発明の請求項3に記載のフルオレセイン蛍光内視鏡検査用調整フィルター（ブルー系の色素温度変換フィルター）と励起フルオレセイン撮影用明るい青のフィルター（Kodak Wratten Filter No47A）そして濾過フィルター（Kodak Wratten Filter, No15）の分光特性を示す。図2は、フルオレセインの模様がついた白紙を被観察物にして、色々と条件を変えて電子スコープで撮影した写真である。A、通常観察の写真。B-Fは濾過フィルターのみ、Gは本発明の請求項3に記載の調整フィルターと濾過フィルター、Hは励起フルオレセイン撮影用明るい青のフィルターと濾過フィルター。B（min）、B（med）、B（max）は、青チャンネルの信号がそれぞれ弱、中、強である。また、R（min）、R（med）、R（max）もそれぞれ赤チャンネルの信号が弱、中、強である。BとGを比べると、調整フィルターを併用するとフルオレセインの蛍光が強くなり、その模様の輪郭はよりはっきりしてくるが、背景の映像は幾分暗くなるのが分かる。図3は、直腸ポリープを対象に撮影した電子内視鏡写真である。Aは、通常観察で撮影した写真である。B-Eは、RGB band pass filtersに加えて本発明の請求項3に記載の調整フィルターを光源の前に差し込んで対物レンズに濾過フィルターを取り付けた電子スコープで経時的に撮影したフルオレセイン蛍光内視鏡写真である。Fは、RGB band pass filtersに加えてKodak Wratten Filter No47Aを光源の前に差し込んで濾過フィルターを取り付けた電子スコープで撮影したフルオレセイン蛍光内視鏡写真である。図4は、光学顕微鏡のカラーCCDでとらえた白紙についたフルオレセインの模様である。Aは、白い光を当てRGB3チャンネルともに同時に見た映像である。Bは、励起光の青光を当て赤チャンネルのみで見た映像である。Cは、本発明の請求項3に記載の調整フィルターで調整した光を当て緑と青チャンネルでみた映像である。図5は、本発明の請求項1に記載の、濾過

フィルターと白黒CCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させて、同時にかつ同じ画面で見する方法のシステム模式図である。図6は、フルオレセイン蛍光内視鏡検査における本発明の請求項1に記載の濾過フィルターと白黒CCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させて、同時にかつ同じ画面で見する方法の作用を示す模式図である。図7は、本発明の請求項4に記載の濾過フィルターなしで、カラーCCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見する方法のシステム模式図である。図8は、フルオレセイン蛍光内視鏡検査における本発明の請求項5に記載の濾過フィルターなしで、カラーCCDにて蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見する方法の作用を示す模式図である。

#### 【符号の説明】

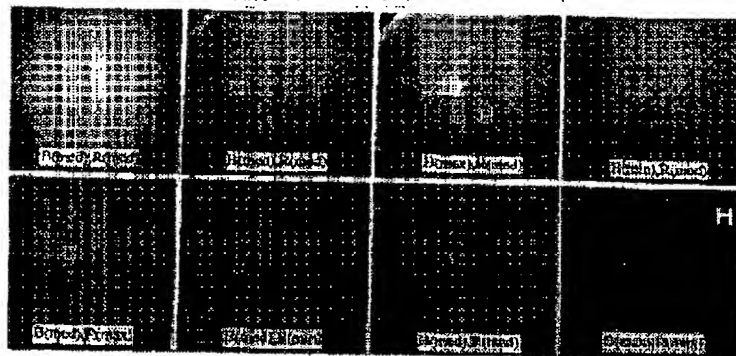
1 光源	20 ビデオシステムセンター
2 RGB band pass filters	21 モニター
3 調整フィルター	22 光源
4 フルオレセインをつけた白紙	23 励起フィルター
5 濾過フィルター	24 調整フィルター
6 白黒CCD	25 フルオレセインをつけた白紙
7 ビデオシステムセンター	26 カラーCCD
8 モニター	27 ビデオシステムセンター
9 光源	28 モニター
10 R（赤）フィルター	29 光源
11 G（緑）フィルター（Bフィルター）	30 励起フィルター
12 B（青）フィルター	31 調整フィルター
13 調整フィルター	32 フルオレセインをつけた白紙
14 フルオレセインをつけた白紙	33 カラーCCD
15 濾過フィルター	34 R（赤）チャンネル
16 白黒CCD	35 G（緑）チャンネル
17 R（赤）チャンネル	36 B（青）チャンネル
18 G（緑）チャンネル	37 ビデオシステムセンター
19 B（青）チャンネル	38 モニター

【図1】



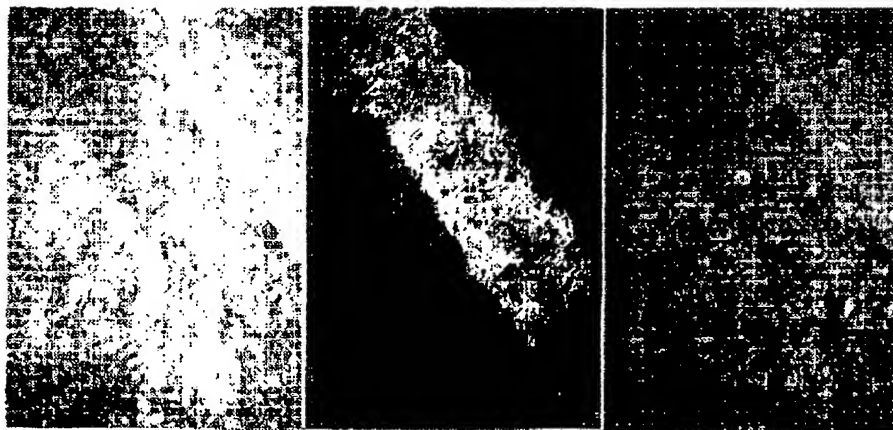
【図2】

図面代用写真



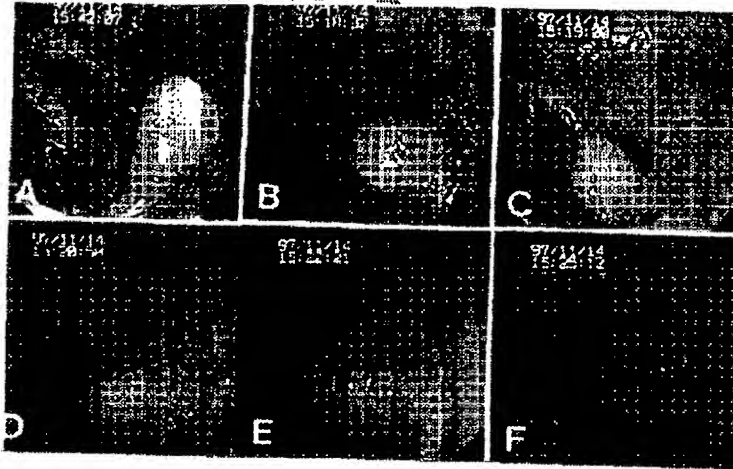
【図4】

図面代用写真

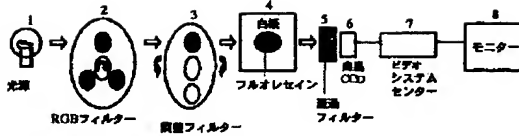


【図3】

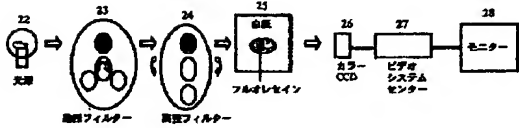
図面代用写真



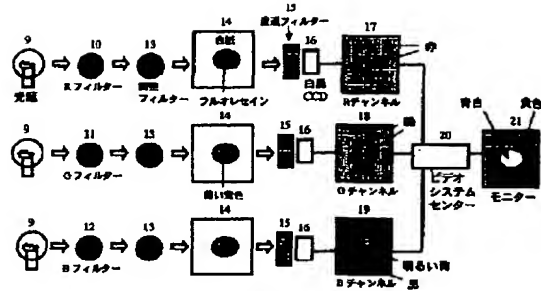
【図5】



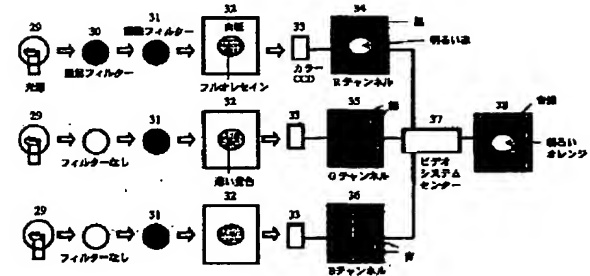
【図7】



【図6】



【図8】



## 【手続補正書】

【提出日】平成12年6月28日(2000.6.28)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正内容】

【0008】

【課題を解決するための手段】最近、我々は、電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行い、フルオレセイン蛍光内視鏡検査は通常の内視鏡検査と比べ、早期胃癌の範囲が鮮明かつ正確にわかり、癌に対する粘膜切除の際癌の取り残しがないようにするために非常に役に立つ検査であることを学会発表した。

(1. 平成10年2月21日、茨城がん学会、パネルディスカッション第5番。

2. 平成10年9月30日、日本癌学会、一般演題第2111番。

3. 平成10年11月19日、日本消化器内視鏡学会総会、一般演題第23番。

早期胃癌に対するフルオレセイン蛍光内視鏡検査の所見とその重要性には触れたが、本発明に関する内容は一切発表していない。)我々は、FITC干渉フィルターの代わりに本発明の請求項3に記載の熱に強いガラス製のブルー系の色温度変換フィルターを使用すれば、電子スコープによるフルオレセイン蛍光内視鏡検査を行うことができ、しかも十分に明るい視野も得られることを発見したのである。

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載  
 【部門区分】第7部門第3区分  
 【発行日】平成14年4月5日(2002.4.5)

【公開番号】特開2000-270265(P2000-270265A)  
 【公開日】平成12年9月29日(2000.9.29)  
 【年通号数】公開特許公報12-2703  
 【出願番号】特願平11-114022  
 【国際特許分類第7版】

H04N 5/321  
 9/04

【F I】

H04N 5/321  
 9/04 B

【手続補正書】

【提出日】平成13年10月11日(2001.10.11)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】発明の名称

【補正方法】変更

【補正内容】

【発明の名称】 蛍光電子内視鏡システム

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】 蛍光内視鏡検査において、励起光(例えば、青)とそれ以外の光(例えば、緑と赤)を交互に組織に照射し、組織から反射してきた光を感受する白黒CCDの前に励起光は通過させないがそれ以外の光をすべて通す濾過フィルターを置いて、励起光(例えば、青)が組織に当たって蛍光(例えば、黄色)を発生させたタイミングで濾過フィルターを通過できた蛍光をCCDの3つあるチャンネル(赤、緑、青)の内1つのチャンネル(例えば、青)で受光し励起光から蛍光を取り出して、励起光以外の光(例えば、緑と赤)の時はCCDの残りの2つのチャンネル(例えば、緑と赤)にて背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見るところを特徴とする光診断装置。

【請求項2】 請求項1の光診断装置において、背景の映像の明るさを弱めるために、光源と組織の間に励起光(例えば、青)を多く通すが、それ以外の光(例えば、緑と赤)もある程度通す調整フィルターを設置してあるところを特徴とする光診断装置。

【請求項3】 濾過フィルターなしで蛍光内視鏡検査が

行える光診断装置として、励起光と、励起光(例えば、青)を多く通すがそれ以外の光(例えば、緑と赤)もある程度通す調整フィルターで調整した光を交互に組織に照射し、励起光が出て組織に当たって蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて励起光(例えば、青光)とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した蛍光(例えば、黄色)と反応するCCDのチャンネル(例えば、赤チャンネル)で受光し励起光から蛍光を取り出して、残りの2つのチャンネル(例えば、青と緑)にて、調整フィルターで調整した光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見るところを特徴とする光診断装置。

【請求項4】 フルオレsein蛍光内視鏡検査において、白光の光源の前に赤、緑、青の原色のフィルターを回転させ、順次に原色の光を組織に照射し、さらに光源と組織の間に調整フィルターとして青をよく通すが赤と緑もある程度通過させる青系の色温度変換フィルターを置き、組織から反射してきた光を感受する白黒CCDの前に励起光の青は通過させないがそれ以外の光をすべて通す濾過フィルターを置いて、励起光の青が組織に当たって蛍光を発生させたタイミングで濾過フィルターを通過できた蛍光(黄色)をCCDの3つあるチャンネル(赤、緑、青)の内1つのチャンネル(例えば、青)で受光し励起光から蛍光を取り出して、残りの2つのチャンネル(例えば、赤と緑)にて、調整フィルターで緑と赤の強度を落とした光で背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見るところを特徴とする光診断装置。

【請求項5】 濾過フィルターなしで、フルオレsein蛍光内視鏡検査が行える光診断装置として、白光の光源の前に励起フィルターとしての原色の青のフィルターの枠と2つの素通りの枠を有する板を回転させ、さらに光

源と組織の間に調整フィルターとして青をよく通すが赤と緑もある程度通過させる青系の色温度変換フィルターを置き、励起フィルターが光源の前に来て励起光が出て組織に当たって蛍光を発生させたタイミングで、カラーCCDにて青の励起光とは反応しないが、励起光の照射を受けて発生した黄色の蛍光と反応するCCDの赤チャ

ンネルで受光し励起光から蛍光を取り出して強調し、また素通りのわくが光源の前に来た時はCCDの緑と青のチャンネルで背景の映像を拾い、送信後3つのチャンネルの信号を再構成しモニター上に蛍光の映像と背景の映像を融合させ、同時にかつ同じ画面で見るところを特徴とする光診断装置。